THESE

PRESENTEE

A LA FACULTE DES SCIENCES
DE L'UNIVERSITE DE PARIS

POUR OBTENIR

LE TITRE DE DOCTEUR DE L'UNIVERSITE

(Mention Sciences)

par

Jean Claude GAUCHER

NOUVEAU TYPE DE DETECTEUR STATIONNAIRE DESTINE A L'ETUDE DE PHENOMENES RAPIDES, EN MEDECINE NUCLEAIRE

Soutenue le 19 septembre 1973, devant la Commission d'Examen

MM. M. DUQUESNE — Président

J.P. MORUCCI
A. LANSIART
C. KELLERSHOHN — Examinateurs

THESE

PRESENTEE

A LA FACULTE DES SCIENCES
DE L'UNIVERSITE DE PARIS

POUR OBTENIR

LE TITRE DE DOCTEUR DE L'UNIVERSITE

(Mention Sciences)

par

Jean Claude GAUCHER

NOUVEAU TYPE DE DETECTEUR STATIONNAIRE DESTINE A L'ETUDE DE PHENOMENES RAPIDES, EN MEDECINE NUCLEAIRE

Soutenue le 19 septembre 1973, devant la Commission d'Examen

MM.	M. DUQUESNE	Président
	J.P. MORUCCI	Examinateurs
	A. LANSIART	
	C. KELLERSHOHN	

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Je prie Monsieur le Professeur M. DUQUESNE qui a patronné cette étude et a bien voulu présider le jury, de recevoir l'expression de ma profonde gratitude.

Je remercie vivement Monsieur le Professeur J.P. MORUCCI pour l'intérêt qu'il a porté à mon travail et pour sa participation au jury.

Je tiens à remercier Monsieur A. LANSIART qui est à l'origine de ce travail et auprès de qui les conseils ne m'ont jamais fait défaut.

Monsieur G. ROUX m'a beaucoup aidé dans la réalisation de cette étude et je suis heureux de pouvoir lui exprimer ici toute ma gratitude.

Monsieur J. LABEYRIE, Chef du Service d'Electronique Physique, m'a accordé sa confiance pour la réalisation de ce travail. Je l'en remercie très sincèrement.

Dès le début, Monsieur le Professeur C. KELLERSHOHN s'est intéressé au développement de ce nouveau détecteur. Je le remercie de son soutien, ses encouragements, ainsi que de sa participation au jury.

Il m'est très agréable de remercier Monsieur le Docteur H. DESGREZ pour l'aide qu'il m'a procurée lors des expérimentations au Service Hospitalier Frédéric Joliot.

Je remercie également Mesdames M. DUTHEIL et J. SASTRE, Messieurs J. LEQUAIS et G. ALLARD pour leur collaboration et leur aide constante.

SOMMAIRE

I - INTRODUCTION

II - QUELQUES SYSTEMES DE VISUALISATION

1 - Le scintigraphe à balayage ou scanner

a) Description fonctionnelle

b) Avantages et inconvénients

2 - Les détecteurs stationnaires

2.1 - Les caméras à restitution de coordonnées

a) La caméra d'ANGER

b) La Gammacaméra à 4 photomultiplicateurs

c) L'autofluoroscope

d) Conclusion sur les dispositifs à restitution de coordonnées

2.2 - Les caméras à amplification directe

a) Historique

b) La caméra de KELLERSHOHN et LANSIART

c) La Magnacaméra

III - GAMMACAMERA A AMPLIFICATION DIRECTE

1 - Analyse du projet dans son ensemble

2 - Etude et réalisation de la Gammacaméra

2.1 - Détection des photons γ et formation de l'image

a) Problème du couplage entre le cristal et la photocathode

b) Choix du cristal

c) Etude du couplage optique entre le cristal et la photocathode

d) Quantité de lumière émise à chaque scintillation

2.2 - Etage amplificateur de luminance

a) Choix du tube

b) Mesure du gain

c) Résumé des caractéristiques de la tête de mesure

2.3 - Etude du couplage optique avec le tube de prise de vue

a) Possibilités de couplage entre éléments amplificateurs

b) Mesure de la transmission des optiques

c) Mesure du champ des optiques

d) Résumé des caractéristiques des optiques

2.4 - Etage de prise de vue

a) Fonctionnement du tube super-esicon

b) Estimation de la sensibilité du tube

2.5 - Conclusion sur le système d'obtention des images

2.6 - Electronique associée au détecteur et présentation des données

a) Le signal vidéo

b) Suppression du bruit à haut niveau

c) Présentation contrastée et digitalisée

- Remarque concernant les circuits à seuil

d) Enregistrement des données

e) Enregistrement des courbes d'activité

2.7 - Etude des collimateurs

a) Sensibilité du collimateur

b) Résolution

c) Limite d'utilisation en énergie

d) Conclusion sur les méthodes de calcul

2.8 - Différents collimateurs utilisés

a) Energies inférieures à 200 keV

a.1) Collimateur droit

a.2) Collimateur divergent

b) Energies inférieures à 600 keV

b.1) Collimateur droit

b.2) Collimateur divergent

c) Méthode de mesure de la sensibilité

3 - Mesures des performances de l'ensemble

3.1 - Uniformité de réponse

a) Origine de la non uniformité de réponse

b) Méthode de correction de la non uniformité

3.2 - Mesure de la résolution

a) Résolution intrinsèque du détecteur

a.1) Méthode de mesure

a.2) Analyse du film

a.3) Résultats obtenus

b) Résolution du détecteur muni de son collimateur

b.1) Méthode de mesure

b.2) Résultats obtenus

c) Influence d'un milieu diffuseur sur la résolution du détecteur

c.1) Méthode de mesure

c.2) Résultats obtenus

3.3 - Mesures effectuées sur l'intégrateur

a) Courbe de réponse

b) Temps de réponse

c) Application à la mesure de la non uniformité

3.4 - Premiers résultats obtenus

3.5 - Perspectives d'améliorations

a) Amélioration du couplage optique

b) Modification du balayage

c) Réduction de la bande passante

IV - CONCLUSION

- ANNEXE : DESCRIPTION DES CIRCUITS

a) Circuit "anti-cosmiques"

b) Circuit de renforcement du contraste

c) Circuit de digitalisation du signal vidéo

d) Etage d'adaptation du magnétoscope

e) Circuits de commande du tube cathodique

f) Enregistrement des courbes d'activité

f.1) Sélection de zone

f.2) Circuit d'intégration

f.3) Marqueur

- BIBLIOGRAPHIE

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41544710_0045

I - INTRODUCTION

Les radioéléments à usage médical, appelés également radiopharmaceutiques, prennent actuellement un important développement dans le domaine du diagnostic. Parallèlement, on assiste au développement des systèmes de visualisation qui permettent l'obtention de cartographies des organes marqués.

Cette évolution porte sur l'amélioration de la restitution des contrastes, ce qui permet de voir des détails de plus en plus fins, et sur la vitesse d'acquisition des données.

Les examens pratiqués sont de deux types : soit la visualisation d'une concentration radioactive au niveau d'un organe (un exemple typique est la fixation de l'iode par la thyroïde), soit l'exploration fonctionnelle, qui consiste à mesurer en fonction du temps l'évolution de la radioactivité au niveau d'un organe. La présentation de ce second type d'examen peut être faite sous forme d'une courbe donnant l'activité en fonction du temps / 1 /, ou sous forme d'une série de clichés montrant l'évolution de l'image radioactive de l'organe analysé. Pour ce type d'examen, les conditions de mesure sont extrêmement variables selon l'organe étudié. Ainsi, pour la vascularisation du cerveau, des images obtenues toutes les dix secondes, avec des temps de pose de cinq secondes, seront suffisantes. Dans le cas de la dynamique cardiaque, il faudra des temps de pose de l'ordre de 1/10 ou même 1/30 de seconde si l'on veut suivre le passage, dans les cavités cardiaques, de l'embol radioactif injecté.

A ce stade, le problème se complique car, pour obtenir une image lisible, il faut un minimum d'information, ce qui conduit à injecter des quantités élevées de radioactivité, sous forme d'éléments qui devront nécessairement être à vie courte, pour ne pas dépasser le maximum de dose permis / 2 /. Parmi ces radiopharmaceutiques citons le ^{99m}Tc qui est un produit de filiation obtenu à partir du ^{99}Mo : il émet un rayonnement γ de 140 keV de période égale à 6 heures ; citons également parmi les produits de cyclotrons le ^{11}C dont la période est de 20,5 minutes qui émet des γ de 511 keV (émission β^+) et ^{123}I qui émet des γ de 160 keV avec une période de 13 heures / 3 /.

Par ailleurs, il faudra que l'appareillage de mesure puisse traiter ces informations, sans introduire de temps mort, pour fournir une image valable dans un temps court.

Dans un premier temps, nous effectuerons une brève revue des différents appareils existants, tant en ce qui concerne la visualisation de collections radioactives, que les mesures plus spécialisées au domaine de l'exploration fonctionnelle.

Puis nous proposerons un nouveau dispositif, particulièrement adapté à l'analyse de phénomènes dynamiques, associé à l'utilisation de fortes activités d'éléments à vie courte. Une description de l'ensemble

sera faite, et montrera les critères qui auront servi à l'élaboration de l'avant-projet de réalisation. Puis nous reprendrons séparément chaque élément en mettant en évidence l'influence des différents paramètres sur le fonctionnement global de l'ensemble, qui sera étudié ultérieurement lors de tests physiques. Nous définirons ainsi les performances et les limites de l'installation.

Enfin, nous présenterons quelques résultats obtenus avec ce nouveau dispositif, lors d'examens "in vivo" réalisés au Service Hospitalier Frédéric Joliot d'Orsay.

II - QUELQUES SYSTEMES DE VISUALISATION

C'est en 1951 que les premières images scintigraphiques ont été obtenues tant en France qu'aux Etats-Unis. Les techniques employées consistaient en un balayage de l'objet par un détecteur convenablement focalisé. C'est le point de départ d'un appareillage qui, à l'heure actuelle, est utilisé de façon courante dans certains hôpitaux.

1 - LE SCINTIGRAPHE A BALAYAGE OU SCANNER

a) Description fonctionnelle

Le Scanner, représenté schématiquement sur la figure 1, se compose d'un détecteur mobile, muni d'une optique à rayons X, d'un dispositif de sélection d'énergie et d'un système d'inscription dont le mouvement est homothétique de celui du détecteur / 4 /.

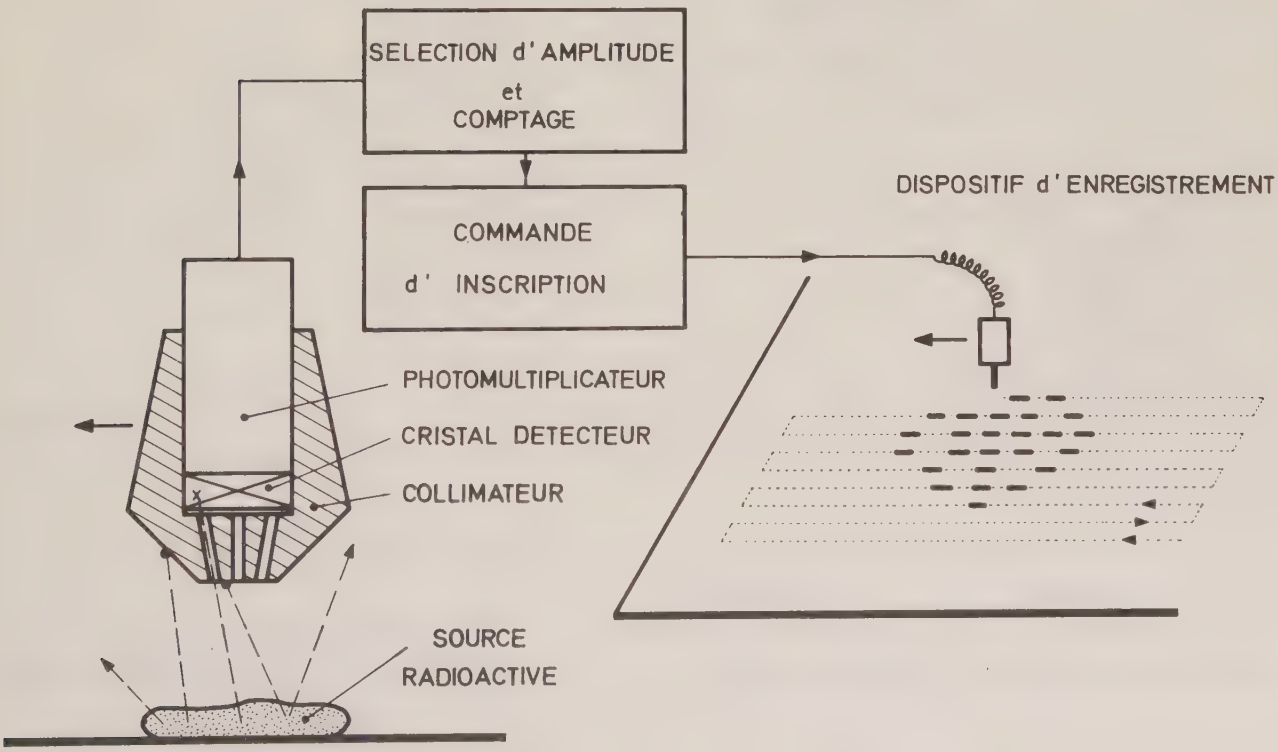
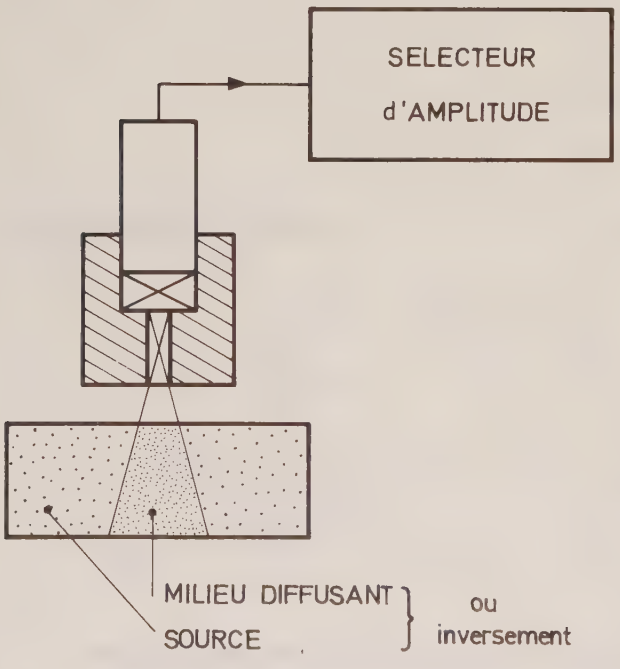


Fig. 1 - Principe du scintigraphe à balayage

A un instant donné, seuls les photons X ou γ provenant de la zone visée par le collimateur peuvent entrer dans le détecteur. Celui-ci est une sonde à scintillations composée d'un cristal de NaI (Tl) optiquement lié à la face d'entrée d'un photomultiplicateur. Les impulsions électroniques fournies par celui-ci sont sélectionnées, et lorsqu'un nombre prédéterminé d'entre elles ont été reconnues valables, un ordre d'impression est envoyé au dispositif de visualisation. La position du stylet étant homothétique de celle de la sonde, le noircissement (ou nombre de traits par unité de surface) est représentatif de l'activité de la zone correspondante de l'objet.

Le choix d'une sonde à scintillations comme détecteur est guidé par deux impératifs. D'une part, avoir un bon rendement de détection, ce qui est le cas lorsque l'épaisseur du cristal est suffisante, compte tenu de l'énergie des rayonnements, d'autre part, avoir une résolution suffisante en énergie, pour éliminer une grande partie du rayonnement diffusé.

En effet, parmi les photons atteignant le détecteur, un certain nombre ont été diffusés par effet Compton, au sein même de l'organe, ou dans les tissus environnants / 5 /. L'information due à ceux-ci est fausse, car leur localisation sera celle du centre diffuseur et non pas le centre émetteur. Dans certains cas, une discrimination électronique permettra de s'affranchir de ces rayonnements parasites. La figure 2 montre l'importance de ce phénomène ainsi que sa répartition en énergie / 6 /. Il est visible que pour ^{125}I la sélection est impossible ; cependant, la diffusion étant faible l'image en sera peu affectée, ce qui n'est plus le cas pour des énergies plus élevées. Ainsi, dans les mêmes conditions d'expérience pour le ^{99m}Tc dont l'énergie est 140 keV, il y a 150 photons diffusés pour 100 photons atteignant le détecteur sans autre interaction. Pour ces énergies, l'emploi d'une sonde à scintillations, grâce à sa résolution suffisante, permet de séparer une partie du "fond Compton". Ainsi, seules les impulsions dont l'amplitude correspond au pic photoélectrique seront prises en compte pour l'élaboration de l'ordre d'inscription.



Méthode de mesure du rayonnement diffusé

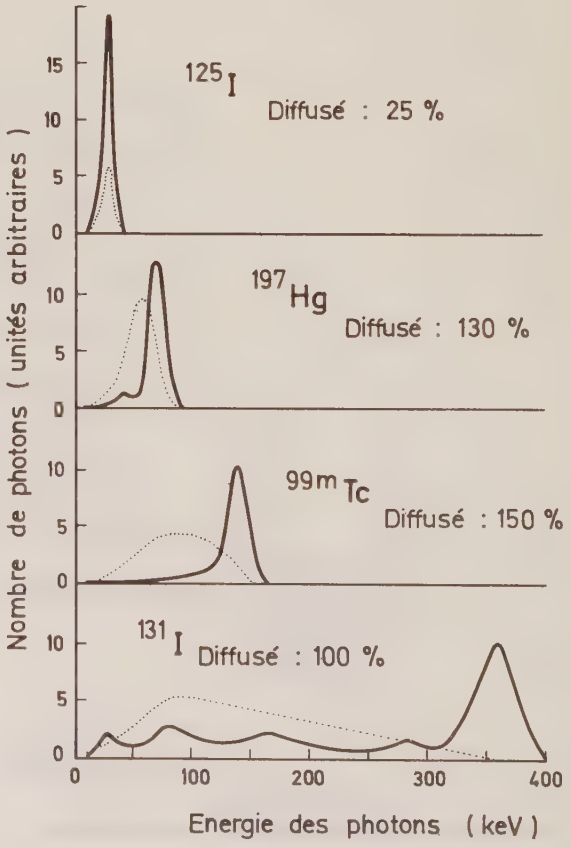


Fig. 2 _ Appréciation de l'importance du rayonnement diffusé (D'après TER POGOSSIAN)

b) Avantages et inconvénients

Le scintigraphe à balayage possède de nombreux avantages. En particulier, il n'est nullement limité quant au champ possible d'observation, ce qui permet de visualiser aisément de gros organes tels que le foie ou les poumons. Par ailleurs, la résolution géométrique, indépendante de l'amplitude du balayage, ne dépend que du dispositif de collimation. Dans un prochain chapitre nous verrons que ce paramètre peut être apprécié en mesurant la largeur à mi-hauteur de la fonction réponse à une source ligne de faible diamètre. Dans le cas d'un collimateur focalisé, utilisé pour la visualisation des anomalies thyroïdiennes, les mesures donnent une valeur de 5,7 mm à la largeur à mi-hauteur de cette fonction / 7 /.

Citons également la possibilité d'utiliser un grand nombre de radiopharmaceutiques d'énergies variées, pour autant que ceux-ci aient des périodes supérieures à quelques heures. Pour les émetteurs β^+ qui ont la particularité d'émettre simultanément deux γ de 511 keV à 180°, il existe un dispositif de collimation purement électronique, par coïncidence entre deux détecteurs placés de part et d'autre du patient comme le montre la figure 3 / 8 , 32 /.

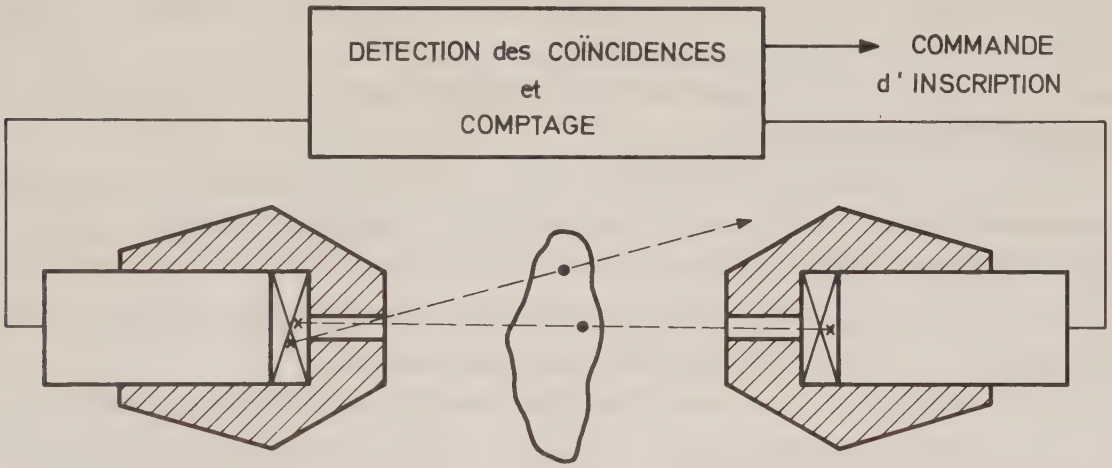


Fig. 3 _ Dispositif de collimation dans le cas d'un émetteur β^+

Du fait de son principe, la lenteur du scintigraphe qui analyse point par point l'objet avec une optique de faible ouverture, le rend inapte aux examens de dynamique, ainsi qu'à l'utilisation d'éléments à vie courte. A titre d'exemple, une scintigraphie de foie demande un temps de pose de 30 à 45 mn.

2 - LES DETECTEURS STATIONNAIRES

Pour pallier la lenteur inhérente au principe d'analyse point par point, des dispositifs permettant une vision globale de l'objet ont été imaginés : ce sont les détecteurs stationnaires. Parmi ceux-ci, nous ferons une distinction entre les détecteurs à restitution de coordonnées et ceux à amplification directe de l'image. Cependant, ils ont tous un point commun qui est le collimateur dont le rôle est de former l'image radioactive de la source sur le détecteur. C'est une optique à rayons X ou γ . La plus simple qui soit utilisée est un trou de

petit diamètre et peu épais, effectué dans un blindage en plomb. Son principe est celui du sténopé. La résolution est bonne, mais le rendement faible ; c'est pourquoi on lui préfère fréquemment un collimateur formé d'une multitude de trous adjacents, chacun formant sur le cristal l'image de l'élément de volume qui lui correspond. Il s'agit d'une grille collimatrice.

2.1 - Les caméras à restitution de coordonnées

L'image de chaque scintillation ayant lieu dans le milieu détecteur est restituée sur un écran par un dispositif plus ou moins complexes de triangulation basé sur les différences de flux lumineux reçus par des photomultiplicateurs.

a) La caméra d'ANGER

Dans cette caméra l'élément détecteur est un cristal de NaI (Tl). La restitution des coordonnées du point ayant détecté un photon γ est faite par un ensemble de 7 photomultiplicateurs dont les signaux sont pris en compte par un circuit de calcul.

Par ailleurs, l'addition de ces différents signaux fournit une grandeur indépendante de la position, proportionnelle à l'énergie effectivement dépensée dans le cristal par le γ incident ayant eu une interaction. Ceci permet, par l'intermédiaire d'un sélecteur de bande, d'éliminer en partie les points correspondants aux interactions des γ diffusés par effet Compton.

Initialement le cristal avait un diamètre de 20 cm. La liaison optique entre ce cristal et les photomultiplicateurs est assurée par un conduit de lumière dont la géométrie permet une collection maximale des photons lumineux créés.

Dans la version actuelle le diamètre du cristal détecteur a été augmenté et atteint 30 cm, ce qui a imposé l'emploi de 19 photomultiplicateurs pour la restitution des coordonnées / 9 /.

Le problème important de ce type de caméra réside dans la collection du maximum de photons issus du cristal. La restitution des coordonnées étant effectuée à partir des signaux de chaque photomultiplicateur, l'erreur sur la localisation sera d'autant plus faible que chaque signal sera connu avec plus de précision. Or cette précision sur l'amplitude des signaux est directement proportionnelle à la racine carrée du nombre de photoélectrons arrachés à la photocathode. Il est donc indispensable d'assurer une collection optimale des photons lumineux, ce qui est le rôle du conduit de lumière, et par ailleurs, il faut employer des tubes possédant des photocathodes à haut rendement quantique.

Des mesures ont été effectuées sur une caméra, qui montrent que la fonction réponse à une source ligne, et pour une énergie de 140 keV, a une largeur à mi-hauteur de 10 mm / 7 /.

La caméra d'ANGER est actuellement avec le scintigraphe à balayage le dispositif scintigraphique le plus utilisé dans les milieux hospitaliers. Dotée d'un champ d'observation de 30 cm, avec une résolution de 10 mm, elle permet l'examen de la plupart des organes et par ailleurs elle est adaptée à l'utilisation d'une grande variété de radioéléments.

b) La Gammacaméra à 4 photomultiplicateurs

Dans le but d'améliorer la précision de la localisation, limitée dans le cas précédent par les fluctuations statistiques de l'émission de photocathode, l'emploi d'un élément amplificateur de brillance a été proposé / 10 , 11 /. La taille de l'image et la luminosité de chaque point étant augmentée, 4 photomultiplicateurs suffisent alors pour restituer l'image sur un écran d'observation. Avec une amplification suffisante, réalisable avec des dispositifs actuellement en développement, on est en mesure d'espérer réduire suffisamment les fluctuations relatives au niveau des photomultiplicateurs pour obtenir une résolution en dimensions meilleure que 3 mm sur un champ de 35 cm de diamètre, tout en conservant les avantages de la sélection d'énergie.

c) L'autofluoroscope / 12 , 13 /

L'élément détecteur est ici une mosaïque d'environ 300 cristaux de NaI (Tl) de dimensions : 150 mm sur 230 mm. Chaque cristal a une section droite de 1 cm2 et une hauteur de 3,7 cm. Un ensemble de conduits de lumière en plexiglas relie chaque cristal à deux séries de photomultiplicateurs. L'une donne la coordonnée x du cristal ayant détecté un rayonnement, l'autre la coordonnée y . Un petit calculateur permet de stocker les résultats et de corriger la réponse du système, car, pour un même rayonnement incident, la quantité de lumière produite varie, d'une part, selon le cristal et, d'autre part, selon la qualité du couplage avec les conduits de lumière. En effet, au niveau des guides, la collection est fortement affectée par les défauts de centrage.

La résolution intrinsèque de ce dispositif est limitée au pas de la mosaïque qui est d'environ 1 cm. Cependant, pour des examens de fixation, la résolution peut être améliorée en effectuant une série d'images décalées du quart du pas de la mosaïque selon les x et ensuite selon les y . Après mise en mémoire, une analyse statistique effectuée par le calculateur permet de synthétiser une image à haute définition ; il est alors possible de distinguer dans les meilleurs cas des irrégularités de 2 à 3 mm.

d) Conclusion sur les dispositifs à restitution de coordonnées

Nous obtenons avec ces dispositifs un gain appréciable sur les durées d'examens. Ainsi, une image de foie qui nécessitait une immobilisation du patient allant jusqu'à 45 mn, est ramenée à des temps de 5 à 10 mn sans qu'il y ait pour autant augmentation de l'activité au niveau de l'organe. Cependant, de telles caméras ont un temps de traitement de chaque information qui, bien que faible (7 à 10 μs pour une caméra d'ANGER), devient un facteur limitant lorsque l'on envisage d'examiner la dynamique d'un phénomène avec des temps de pose très courts (1/50è s pour certains enregistrements cinématographiques).

2.2 - Les caméras à amplification directe

a) Historique

Pour ce type d'appareils, l'image radioactive d'un organe, formée sur un cristal détecteur de diamètre suffisant, est ensuite reprise par un système d'amplification de la luminance qui restitue l'image initiale sur un écran avec un niveau lumineux suffisant pour permettre une observation directe.

Dans la version proposée par MALLARD et WILKS / 14 /, l'image du cristal est formée à l'entrée d'un amplificateur de lumière à grand gain par l'intermédiaire d'une optique très ouverte. Un tel système possède une excellente résolution spatiale, mais manque de sensibilité. En effet, à chaque scintillation, la quantité de lumière collectée est très faible ($\sim 5\ ^{\circ}/_{oo}$ selon MALLARD), ce qui ne permet pas de distinguer les scintillations de façon individuelle et, par conséquent, d'effectuer une discrimination entre rayonnement direct et rayonnement Compton.

Il y a déjà 15 ans que MORTIMER, ANGER et TOBIAS / 15 / d'une part, KELLERSHOHN et PELLERIN / 16 / d'autre part, avaient proposé l'emploi d'amplificateurs de luminance pour réduire la taille de l'image tout en augmentant sa luminosité. Dans la version de KELLERSHOHN et PELLERIN, le tube, fabriqué par PHILIPS, possédait un écran interne de sulfure de zinc associé à une photocathode. Les résultats étaient obtenus sur un film plaqué contre l'écran de sortie.

L'inconvénient essentiel, d'ordre technologique, était le bruit de fond de l'amplificateur, l'origine de celui-ci étant les électrons émis par la photocathode, soit de façon spontanée, soit sous l'effet du bombardement par les ions résiduels du gaz présent dans l'enceinte. Les ions accélérés par le champ électrique en direction de la cathode engendraient de façon ponctuelle une émission importante d'électrons, ce qui se traduisait sur l'image par des points dont la luminosité était supérieure à celle des points correspondant aux photons X ou γ. Il était alors nécessaire d'utiliser des doses trop importantes pour obtenir une image présentant un rapport signal sur bruit valable.

b) La Caméra de KELLERSHOHN et LANSIART

D'importants progrès réalisés dans la fabrication des tubes amplificateurs ont permis de les utiliser dans des caméras modernes / 17 /. En particulier, celle présentée à Salzburg en 1968 par KELLERSHOHN et LANSIART (figure 4) / 18 /. La détection du rayonnement est faite dans une matrice de 649 cristaux de NaI (Tl), externe au tube amplificateur de lumière. Un second étage d'amplification lumineuse, à grand gain (de l'ordre de 10^6) fabriqué par la firme anglaise E.E.V. (*) est couplé au premier par l'intermédiaire d'une optique coudée à grande ouverture. Ce second tube possède l'avantage de pouvoir fonctionner en régime pulsé. Il sert d'obturateur pour les impulsions lumineuses qui ne correspondent pas à la bande d'énergie que l'on analyse. La discrimination est faite par un photomultiplicateur qui capte une partie de la lumière amplifiée des scintillations, au niveau de l'optique de couplage.

Un dispositif électronique rapide / 19 / permet d'ouvrir le second tube qui restitue alors, sur son écran de sortie, une image débarrassée du bruit de fond et en partie du rayonnement diffusé. Dans le cas où cette sélection introduit un temps mort gênant, il est possible de laisser le système ouvert en permanence, ce qui, entre autres, a permis de visualiser à la cadence de 16 et même 24 images par seconde le passage d'un embol radioactif de 10 mCi de ^{99m}Tc au travers des cavités cardiaques.

c) La Magnacaméra

Dans ce même domaine d'application, TER-POGOSSIAN / 6 / propose un système utilisant un tube orthicon. La tête de mesure est un tube radiologique de 20 cm de diamètre utile, à cristal interne d'iodure de

---

(*) E.E.V. : English Electric Valves Co. Ltd - Chelmsford (England).

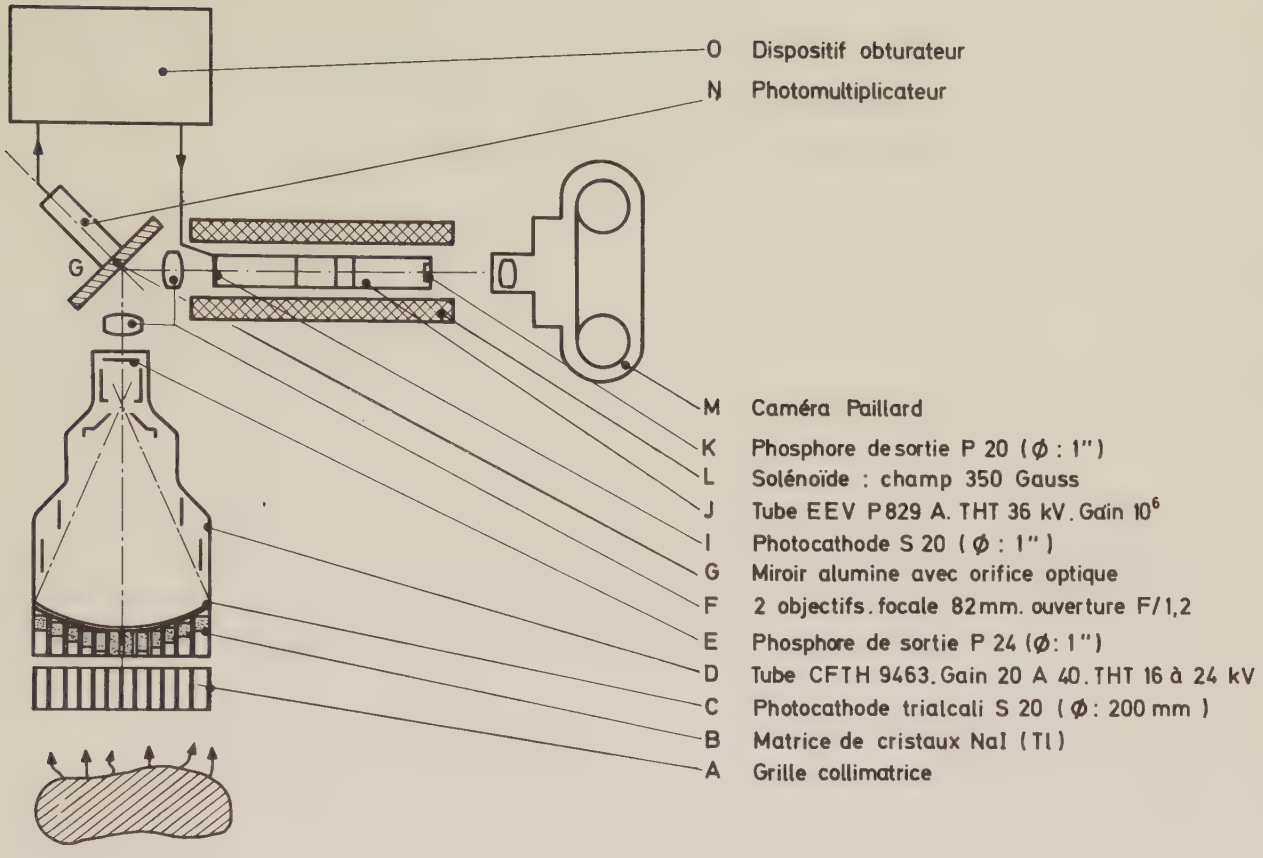


Fig. 4 - Schéma d'une gammacaméra à amplification directe

césium associé à une photocathode. Une optique coudée renvoie l'image de l'écran de sortie sur la face d'entrée d'un tube orthicon possédant un étage intensificateur. Les séquences sont enregistrées sur un magnétoscope et visualisées sur un moniteur de télévision, ce qui permet un enregistrement photographique. Commercialisé sous le nom de Magnacaméra, cet appareil permet d'obtenir de bonnes images de thyroïdes, mais surtout l'étude dynamique de la circulation cérébrale et cardiaque / 20 , 21 /.

III - GAMMACAMERA A AMPLIFICATION DIRECTE

1 - ANALYSE DU PROJET DANS SON ENSEMBLE

Le projet de caméra gamma faisant l'objet de cette étude a été guidé par la nécessité d'avoir un appareil adapté aux radiopharmaceutiques produits par un cyclotron, celui-ci servant essentiellement à la fabrication d'éléments à vie courte qui pourront être utilisés avec des activités importantes lors d'explorations fonctionnelles.

Dans son principe, la caméra à amplificateurs d'images (figure 4) donnait satisfaction ; cependant, elle s'est révélée d'un emploi peu commode, le tube amplificateur à grand gain étant très fragile et son approvisionnement difficile et coûteux, dans la gamme de bruit de fond et de gain qui nous était nécessaire. Il n'est d'ailleurs plus fabriqué actuellement.

Nous nous sommes donc orientés vers un système à sortie télévisée tout en conservant une tête de mesure, c'est-à-dire l'ensemble collimateur, cristal et tube intensificateur, semblable à celle précédemment utilisée / 11 /.

Ce dispositif a de nombreux avantages : une grande souplesse d'utilisation, un stockage aisé des résultats sur bande magnétique, avec la possibilité de traiter cette information au moment de la lecture, sans perdre le document original, et une bonne résolution spatiale.

Représenté schématiquement sur la figure 5, cet appareil se composera donc :

- d'un collimateur, lequel sera amovible, afin de permettre, selon l'examen pratique, d'utiliser le plus adapté,
- d'un cristal ou d'une mosaïque de cristaux,
- d'un tube intensificateur de luminance à grande surface d'entrée,
- d'une optique de couplage,
- d'un tube de prise de vue équipé éventuellement d'un étage intensificateur,
- de circuits électroniques pour la visualisation et le conditionnement du signal vidéo, terme sous lequel nous plaçons les projets d'amélioration de la qualité des images.

Le dispositif ainsi présenté ne comporte pas de dispositif de sélection d'énergie. De ce fait, nous n'aurons aucune limitation liée au temps mort, mais, par ailleurs, nous allons enregistrer les rayonnements diffusés ainsi que le bruit de fond de l'installation. Nous verrons expérimentalement l'influence que cela aura sur la qualité des images.

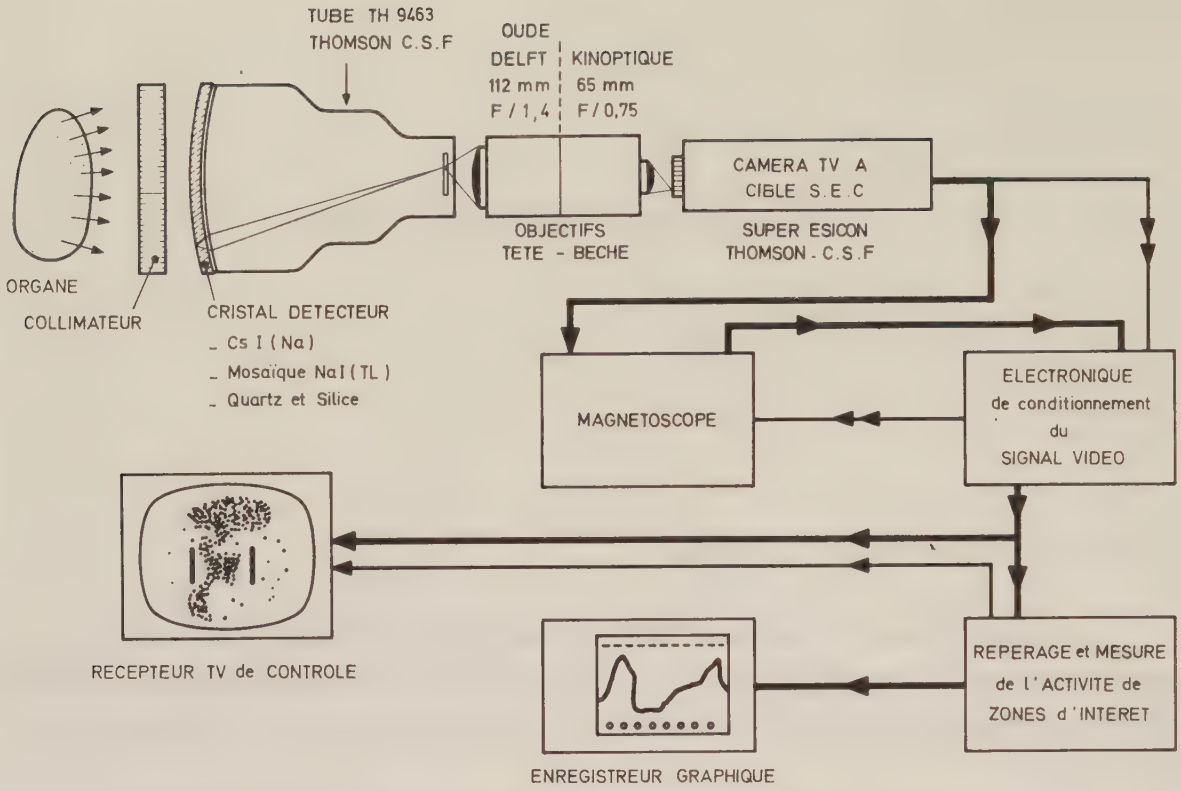


Fig. 5 - Schéma d' ensemble de la gammacaméra

Les paramètres importants dont nous aurons à tenir compte seront :

- la résolution spatiale,
- la sensibilité, essentiellement liée au gain des amplificateurs d'images, ainsi qu'à leur bruit et à la qualité des liaisons optiques,
- l'uniformité de la réponse.

2 - ETUDE ET REALISATION DE LA GAMMACAMERA

2.1 - Détection des photons γ et formation de l'image

a) Problème du couplage entre le cristal et la photocathode

La détection au sein d'un cristal, d'un rayonnement X ou γ crée un flash lumineux et les photons produits sont émis selon toutes les directions / 22 /. Pour conserver une bonne résolution spatiale, il faudra donc : soit placer la photocathode très près du cristal, soit imaginer un moyen pour canaliser cette lumière, ou tout au moins éliminer les photons qui auraient tendance à venir éclairer la photocathode à des distances par trop éloignées de la zone initiale d'interaction.

Pour notre part, nous avons éliminé la premières solution car elle impose la fabrication d'un tube spécial comportant un cristal interne associé à une photocathode, le cristal devant être mince et comporter un absorbant sur la face arrière pour éviter l'influence des rayons lumineux réfléchis par cette face.

Nous utiliserons un cristal externe relativement mince, lequel sera posé sur la verrerie d'entrée du tube intensificateur, sans y être lié par un joint optique. Par ailleurs, la face arrière du cristal sera noircie, ce qui évitera les réflexions (voir figure 6).

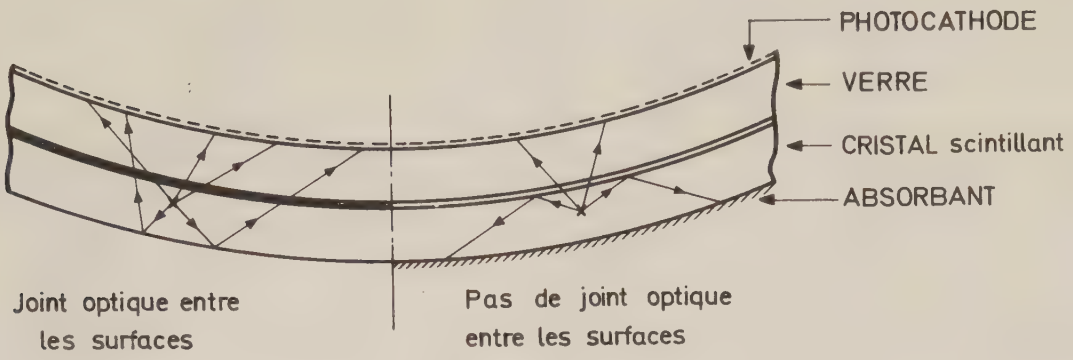


Fig. 6 - Réduction de la défocalisation liée à l'éloignement entre la surface sensible et le point d'émission de lumière

Dans ces conditions, les photons qui peuvent sortir sont limités par la condition de réflexion totale sur la surface polie, qui impose $\sin \theta < \frac{1}{n}$, n étant l'indice de réfraction du matériau considéré, pour la longueur d'onde des photons émis. Cet artifice fournit de bons résultats dans le cas d'un cristal mince et nous verrons par la suite que les zones éclairées de photocathodes sont tout à fait compatibles avec une résolution correcte.

Une autre solution à ce problème consiste à réaliser une matrice de cristaux, chacun d'entre eux jouant le rôle de conduit de lumière / 23 / ; il se produit un effet directif pour la lumière sortante, de sorte que chacun d'entre eux éclaire une zone de photocathode légèrement plus grande que son diamètre. Ce dispositif, de fabrication plus délicate, sera envisagé pour la réalisation d'un détecteur adapté à des énergies plus élevées, la hauteur du cristal n'étant pas limitée par des impératifs de résolution.

b) Choix du cristal

Le cristal détecteur devant avoir un bon rendement de conversion, le choix se limite entre le NaI (Tl) et le CsI (Na). La différence entre les deux est faible. Par X ou γ absorbé le cristal NaI (Tl) permet de collecter 20 % de photoélectrons supplémentaires. Par contre, l'absorption dans le CsI (Na) est de 20 % supérieure à 140 keV (voir courbes) pour un cristal de 3 mm. Quant à la longueur d'onde d'émission des photons, le maximum est situé pour les deux à 4 200 Å et les spectres, bien que plus larges pour le CsI (Na), compris entre 3 500 et 5 000 Å, correspondent au maximum de sensibilité des photocathodes à haut rendement du type S_{11} ou S_{20}.

Par conséquent, si l'on examine le but à atteindre, il paraît préférable de choisir le CsI (Na) qui, pour un éclairement égal, fournira un plus grand nombre de points, donc une meilleure statistique de l'image.

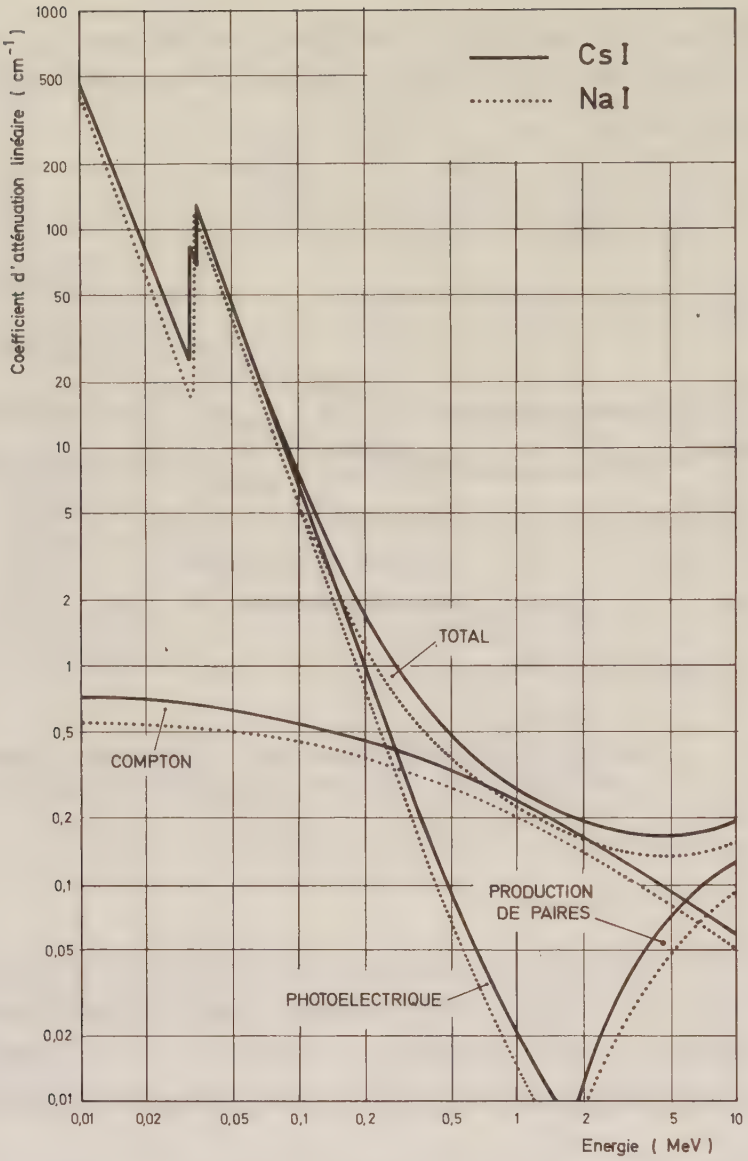


Fig. 7 - Courbes d'absorption du Cs I et du Na I

c) Etude du couplage optique entre le cristal et la photocathode

Le CsI (Na) ayant un indice de réfraction de 1,838 à 4 200 Å, l'angle maximum permettant la sortie des photons a pour valeur :

$$\theta = \text{Arc Sin } \frac{1}{1,838} \quad \text{soit : } 33°.$$

En supposant infiniment mince la lame d'air séparant le cristal de la verrerie d'entrée du tube intensificateur, celle-ci ayant une épaisseur de 3 mm, le diamètre maximal de la surface éclairée sera donc de 8 mm, ce qui correspond à une scintillation proche de la face d'entrée du cristal.

Afin de vérifier ces données, nous avons réalisé le montage de la figure 8.

Un photomultiplicateur regarde au travers d'un diaphragme les scintillations créées dans un cristal de CsI (Na) par une source collimatée de ^{57}Co (émetteur γ à 127 keV).

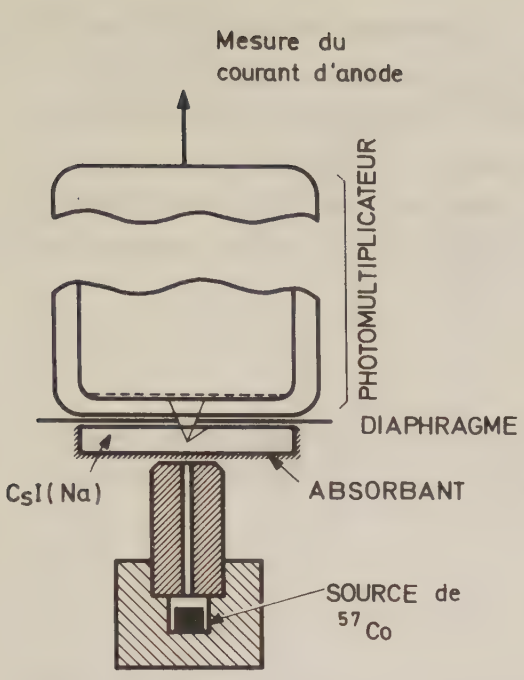


Fig. 8 _ Principe de la mesure de la surface éclairée

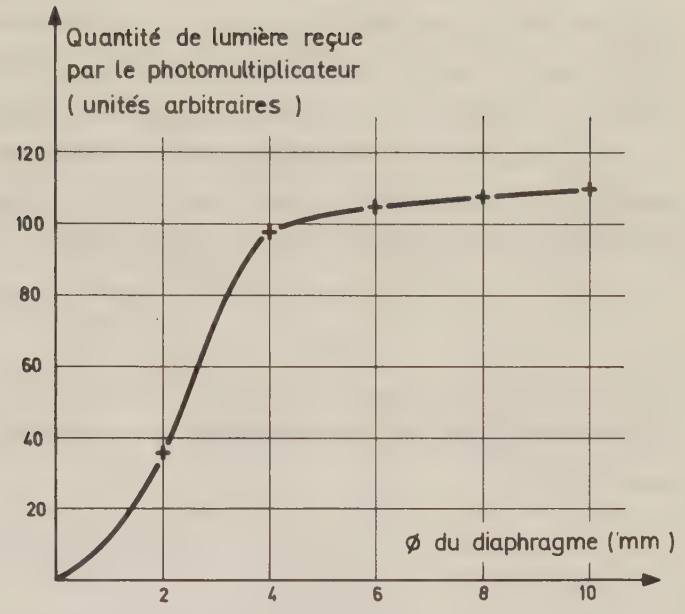


Fig. 9 _ Quantité de lumière perçue en fonction du diamètre du diaphragme

La mesure du courant d'anode nous donne une valeur proportionnelle à la quantité de lumière traversant le diaphragme. Sur la figure 9 nous avons représenté la variation de la quantité de lumière transmise en fonction du diamètre de l'ouverture du diaphragme.

Le collimateur est aligné avec le centre du diaphragme, le cristal est noirci sur sa face inférieure ainsi que sur les côtés, l'autre face est optiquement polie.

Si l'on calcule à partir des résultats expérimentaux les éclairements relatifs à des zones situées à différentes distances du centre, il apparaît qu'au delà de 4 mm l'éclairement tombe à 3 % de sa valeur au centre, ce qui tend à confirmer la validité de ce principe de couplage.

Cependant, ceci ne permet pas d'apprécier finement la résolution géométrique, aussi nous reviendrons par la suite sur son évaluation.

d) Quantité de lumière émise à chaque scintillation

En admettant un rendement de 10 % pour le cristal entre l'énergie émise et celle absorbée, le nombre de photons émis aura pour valeur :

$$N = \frac{10^3 \text{ eV} \times 0,1}{12\,400 / 4\,200 \text{ Å}} = 33 \text{ photons/keV}$$

Si l'on tient compte maintenant du fait que seuls les photons émis dans un angle de 33° sont récoltés, la lumière étant émise de façon isotrope au sein du cristal, le nombre de photons sortants sera proportionnel à l'angle solide, ce qui donne :

$$I_\theta = 33 \times \frac{1}{2} \left[1 - \cos 33°\right] = 2,7 \text{ photons/keV.}$$

Pour vérifier ces données, nous avons mesuré à l'aide d'un photomultiplicateur XP 1016 la quantité de lumière émise par un cristal de CsI (Na). La photocathode du type S_{20} a un rendement de 20 %. Dans un premier temps, il faut étalonner le sélecteur d'amplitude, de façon à lier le numéro du canal où est stockée une impulsion, au nombre de photoélectrons ayant quitté la photocathode lors de cette impulsion.

Pour ce faire, nous éloignons le cristal du photomultiplicateur, de façon à obtenir une distribution d'amplitude dont la largeur à mi-hauteur, soit de 50 % environ. Nous sommes alors dans le cas d'une distribution de POISSON, pour laquelle la largeur à mi-hauteur a pour valeur :

$$LmH = 2,36 \sqrt{N,}$$

n étant le nombre d'événements initiaux, ici le nombre de photoélectrons. Il reste cependant à tenir compte de l'élargissement apporté par le multiplicateur d'électrons en réduisant de 20 % la largeur à mi-hauteur mesurée. Nous avons alors :

$$N = \left[\frac{2,36 \times 1,2}{LMH} \right]^2$$

Partant de cet étalonnage, nous trouvons, pour un cristal posé contre la verrerie d'entrée et irradié par une source de ^{57}Co, 54 photoélectrons. Soit, en tenant compte du rendement de photocathode, 2,2 photons émis par keV absorbé.

2.2 - Etage amplificateur de luminance

a) Choix du tube

Pour cet étage, il est important d'avoir un tube à grande sensibilité de photocathode, faible bruit et grand gain, de façon à obtenir un signal dont le niveau soit suffisamment au-dessus de celui du bruit à la sortie de cet étage. Ce sont ces raisons qui nous ont fait choisir une photocathode du type S_{20} (Sb - K - Na - Cs), celle-ci ayant une sensibilité voisine de 65 mA/W, soit 20 % de rendement quantique pour les photons du CsI (Na), et une émission résiduelle comprise entre 10^{-15} et 10^{-16} A/cm^2, soit environ 3.10^3 électrons/seconde/cm^2 (entre 600 et 6 000). La courbe de sensibilité de ces photocathodes est représentée figure 10.

Pour une bonne photocathode, sur une surface de 28 mm^2, correspondant à celle éclairée par le cristal lors d'une scintillation, et pendant la durée d'une image télévisée (1/25 seconde), nous aurons 7 électrons parasites. La scintillation, dans le cas de la détection d'un rayonnement de 140 keV, en arrachant 76, il sera donc théoriquement possible de voir chaque scintillation de façon individuelle avec un bon contraste, dans la mesure où n'apparaissent pas d'autres causes de bruit de fond.

Pour le phosphore de sortie, nous avons opté pour le type $P_{22\,b}$ (S - Zn - Ag) dont la courbe d'émission est représentée figure 11. L'efficacité exprimée en photons émis par électrons-volt d'excitation est de 0,055. Le maximum de la lumière émise est à 4 500 Å.

Un tel tube nous a été fourni par le Département tubes électroniques de la C.F.T.H. (*) sous la dénomination TH 9463 n° 28. La verrerie et les électrodes de focalisation sont celles des tubes radiologiques

---

(*) C.F.T.H. : Compagnie Française Thomson Houston, Division tubes électroniques - 8, rue Chasseloup Laubat, PARIS XV.

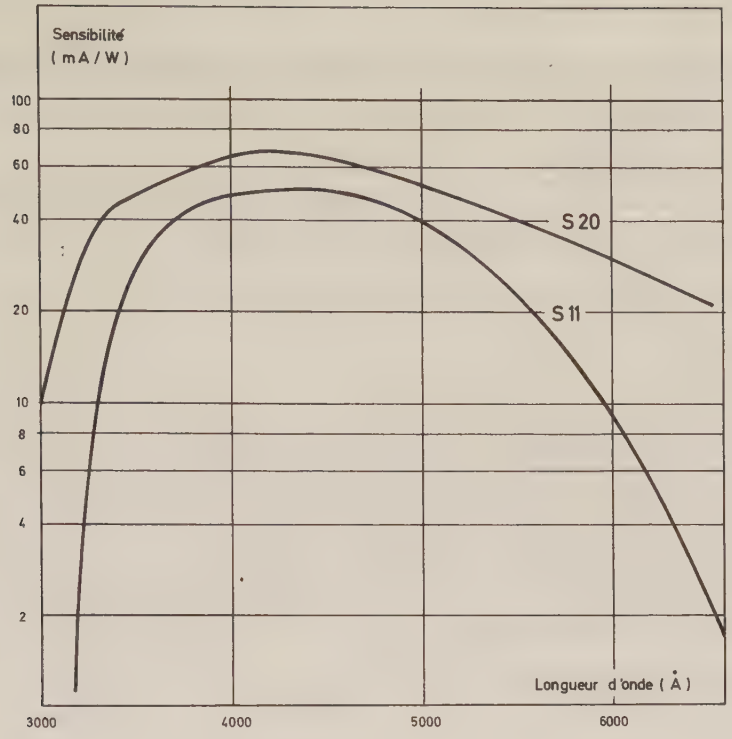


Fig. 10 _ Sensibilité des photocathodes S 11 et S 20 en fonction de la longueur d'onde

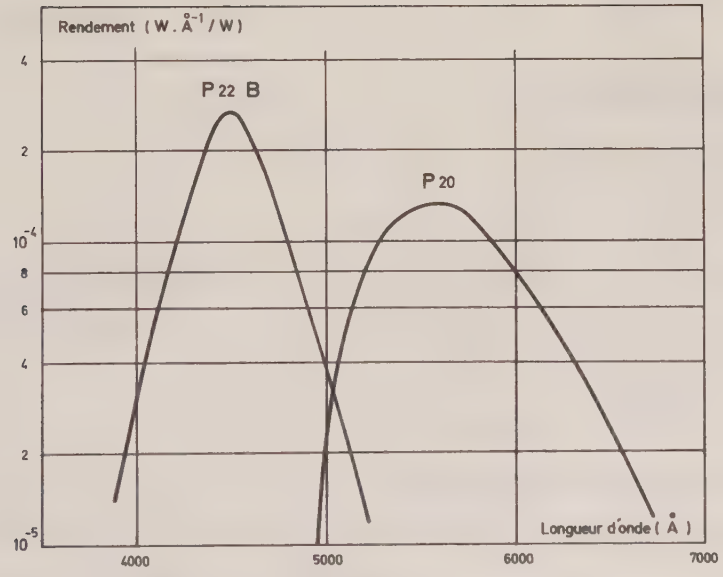


Fig. 11 _ Rendement de conversion des phosphores P20 et P22 b

standards. Il diffère de ces dernier par la photocathode qui est une S_{20} déposée directement sur la fenêtre d'entrée, et le phosphore qui est un dépôt de $P_{22\,b}$.

Ses caractéristiques sont les suivantes :

- Photocathode : diamètre 21 cm du type S_{20} ; la sensibilité pour une lumière monochromatique de 4 500 Å est de 55 mA/W.
- Phosphore de sortie : diamètre de l'image : 2 cm, du type $P_{22\,b}$.
- Bruit : $0{,}5.10^{-14}$ A pour toute la surface. Le bruit d'origine ionique est de l'ordre de 0,1 cps. Ce tube est prévu pour des tensions d'alimentation allant jusqu'à 27 kV.
- Uniformité de la réponse : 17 %.

b) Mesure du gain

Nous avons effectué au laboratoire la mesure du gain de ce tube de la façon suivante (voir figure 12).

Un photomultiplicateur, placé contre un cristal irradié par une source de ^{57}Co mesure l'intensité lumineuse émise. Cette source de lumière est ensuite placée contre la verrerie d'entrée du tube TH 9463, et le même photomultiplicateur est utilisé pour mesurer la quantité de lumière émise dans un angle 2 θ par le point lumineux créé sur le phosphore de sortie. L'émission suivant la loi de LAMBERT, ce que nous avons vérifié au préalable, l'intensité totale émise est alors dans le rapport $\frac{1}{\sin^2 \theta}$ avec la valeur mesurée au photomultiplicateur.

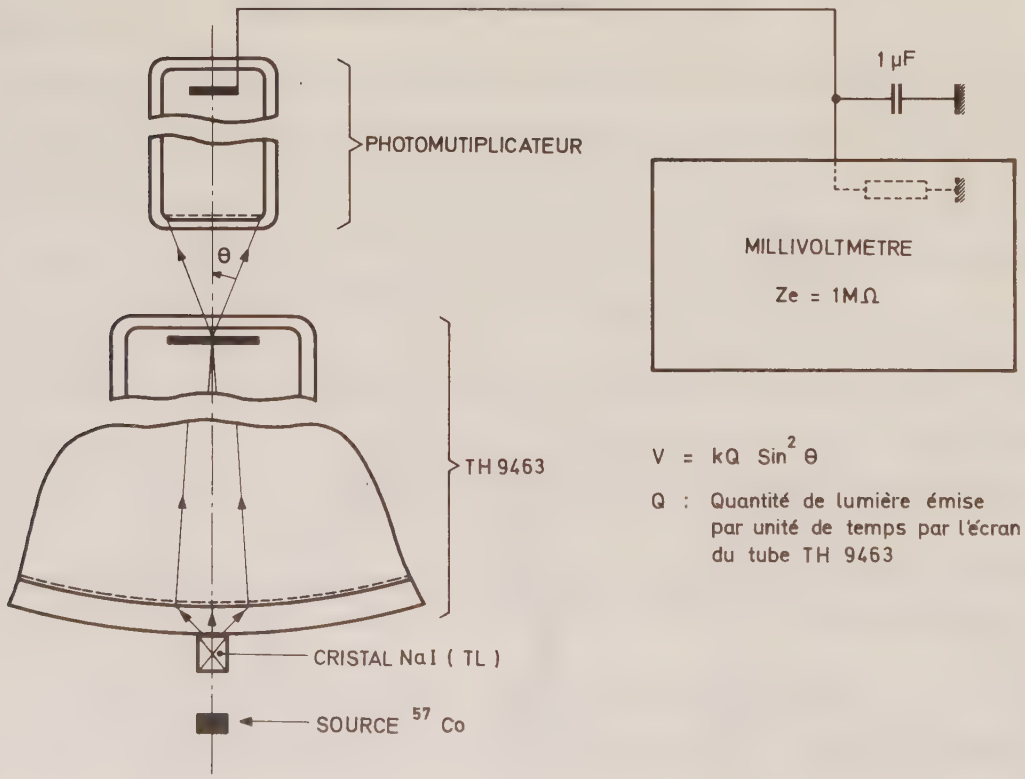


Fig. 12 _ Dispositif de mesure du gain photonique du tube TH 9463

La sensibilité de la photocathode étant la même pour les deux lumières, après correction d'angle solide, on obtient le gain photonique du tube, pour une tension déterminée en effectuant le rapport des valeurs trouvées.

Une cellule RC placée derrière le photomultiplicateur a pour but d'intégrer les impulsions de charges de celui-ci et de fournir une tension continue qui est mesurée par un millivoltmètre à haute impédance d'entrée.

Différentes mesures du gain réalisées avec des cristaux de NaI (Tl) et de CsI (Na) nous ont fourni la même valeur de 90 pour une tension d'anode de 27 kV.

La figure 13 représente la variation de ce gain en fonction de la tension d'alimentation du tube. Pour des valeurs inférieures à 4 kV, le gain est pratiquement nul ; il croît ensuite de façon quasi-linéaire pour des tensions supérieures à 5 kV. L'origine de ce phénomène est la suivante : une feuille d'aluminium très fine sert de conducteur d'anode et de support mécanique pour la couche de $P_{22\,b}$. Elle sert également à éviter que la lumière émise par le phosphore puisse éclairer la photocathode, ce qui entraînerait une augmentation du bruit et, à la limite, un phénomène cumulatif de réaction de la sortie sur l'entrée. Cette couche absorbe une partie de l'énergie du flux d'électrons incidents, de sorte qu'il existe un seuil en-dessous duquel les électrons ne peuvent atteindre l'écran. Dans notre cas, ce seuil est de 4,5 kV.

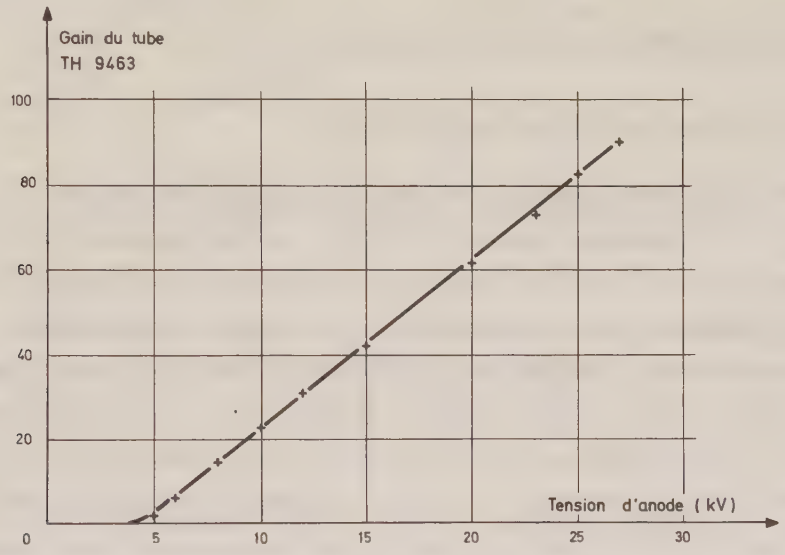


Fig. 13 - Variation du gain en fonction de la tension d'anode du tube

Dans ces conditions, en appelant ρ_K le rendement quantique de la photocathode et ρ_E le rendement d'écran exprimé en photons/keV, le gain du tube peut s'exprimer de la façon suivante :

$$G = \rho_K \; \rho_E \; \left[V_a - 4{,}5\right]$$

ce qui permettrait d'espérer un gain supérieur à 200 pour une tension de 25 kV. Ce qui n'est pas notre cas.

Nous avons alors mesuré la sensibilité de la photocathode du tube, par comparaison avec celle, connue, d'un photomultiplicateur XP 1016 (S_{20}) étalonné en gain.

Un cristal de NaI (Tl) irradié par une source de ^{60}Co éclaire le tube TH 9463, ce qui crée un courant de cathode mesurable. La quantité de lumière produite par la source est mesurée par le photomultiplicateur

étalonné. De ces deux mesures, on tire la sensibilité de photocathode. Nous avons trouvé 52 mA/W pour λ = 4 500 Å, ce qui confirme la valeur de 55 mA/W donnée par le constructeur, soit un rendement quantique de 20 %.

Le manque de gain ne peut donc provenir que de l'écran de sortie dont le rendement est obtenu à partir de la courbe représentée figure 13 par la relation :

$$\frac{dG}{d\,V_a} = \rho_E \; \rho_K$$

ce qui donne : $\rho_E = 2.10^{-2}$ photons/eV, la valeur théorique étant $5{,}5.10^{-2}$.

c) Résumé des caractéristiques de la tête de mesure

Au niveau de l'écran de sortie, l'image d'un γ incident ayant eu une interaction photoélectrique dans le cristal se traduit par une tache de diamètre moyen 0,6 mm pour un champ de 21 cm. Ce point lumineux émet 243 photons par keV dépensé dans le cristal.

L'uniformité de réponse est de 17 % et le bruit d'environ 100 él./sec/cm^2.

2.3 - Etude du couplage optique avec le tube de prise de vue

a) Possibilités de couplage entre éléments amplificateurs

Le couplage idéal entre éléments amplificateurs réside dans l'utilisation de fibres optiques, lesquelles assurent une transmission de la lumière de l'ordre de 50 % et plus, avec une très bonne définition. Pour nous, cette solution n'était pas possible, tout au moins dans l'immédiat, car elle nécessitait la construction d'un tube réducteur spécial, à optique de sortie fibrée, l'écran devant être directement déposé sur cette optique.

Par ailleurs, il existe un problème lié aux tensions appliquées aux différents tubes. En effet, le dernier étage étant un tube télévision, la cible de celui-ci sera à un potentiel voisin de la masse ; sa photocathode, ainsi que celle de l'intensificateur qui le précède seront donc alimentées en négatif. Le tube TH 9463 étant alimenté en positif, l'optique fibrée aura donc + 25 kV d'un côté et - 24 kV de l'autre. Or, sous de telles tensions, l'expérience montre qu'il y a formation d'impulsions lumineuses parasites à haut niveau, comparativement à ce que l'on veut voir. Ces impulsions résultent de microclaquages entre zones voisines du matériau isolant et parfois même entre l'isolant et les pièces métalliques du montage qui sont à la masse. Il conviendra donc, avant toute chose, de s'assurer que l'on peut éliminer ce phénomène par un artifice de montage.

Dans notre cas, nous sommes limités à l'utilisation d'optiques conventionnelles. A priori, le problème semble simple compte tenu de la définition restreinte de l'image à transmettre ; cependant, il faut assurer un maximum de transmission de la lumière émise, caractéristique mal définie par les constructeurs qui, bien souvent, ne donnent que la valeur numérique de l'ouverture. Or, ce chiffre est toujours beaucoup trop optimiste, lorsque l'on a à transmettre une lumière bleue, laquelle est partiellement absorbée par le verre. De plus, le champ d'une optique est défini la plupart du temps pour une baisse de 50 % de la luminosité par rapport au centre, ce qui est une valeur relativement élevée si l'on veut conserver une bonne uniformité du champ.

Ainsi avons-nous été amenés à effectuer des mesures de transmission et de champ sur un certain nombre d'objectifs, de façon à déterminer ceux convenant le mieux à notre application.

Le grandissement dont nous avons besoin étant voisin de 1, nous utiliserons deux objectifs montés "tête-bêche". L'objet étant placé au foyer image du premier objectif, celui-ci en restitue une image à l'infini, laquelle, reprise par le second, se retrouve alors à son foyer objet avec un grandissement égal au rapport des focales. Chaque objectif travaille ainsi à l'infini, ce qui correspond à son fonctionnement optimal.

Il convient de prendre certaines précautions dans le choix et le montage des objectifs : en particulier, le second devra posséder une fenêtre d'entrée plus grande et placée suffisamment près de celle du premier, afin d'éviter le phénomène de vignettage qui correspond à une diaphragmation du champ par l'entrée du second objectif (figure 14).

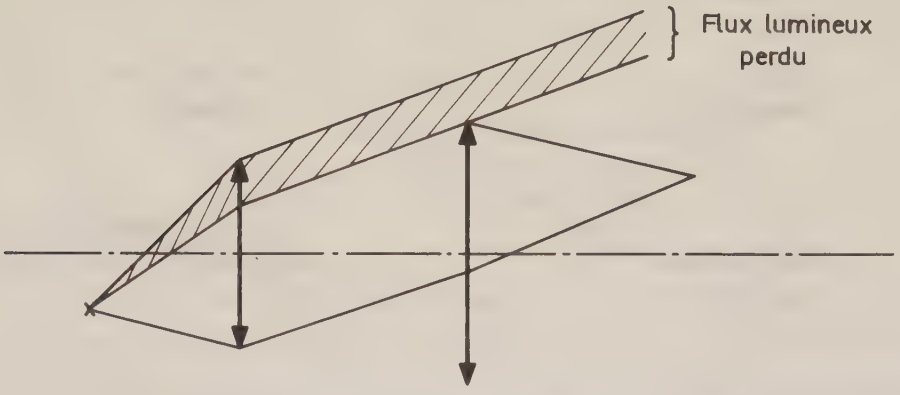


Fig. 14 - Mise en évidence du phénomène de vignettage

A la suite d'un certain nombre de mesures, nous avons opté pour le couplage d'un DELTAMAR 112 mm f/1,4 fabriqué par la firme "OUDE DELFT" (*) avec un LYNXAR 65 mm ouvert à f/0,75 fabriqué par KINOPTIK (**), l'ensemble assurant un grandissement de 0,58.

b) Mesure de la transmission des optiques

La transmission en lumière blanche est mesurée de la façon suivante. Un écran diffuseur, en l'occurrence un film recouvert de sulfure de zinc, est éclairé sur un diamètre de 1 mm par une lampe à incandescence. Après avoir vérifié la loi d'émission de cette source qui est une loi de LAMBERT, nous l'avons placée au foyer du système optique (voir figure 15). Un photomultiplicateur placé en arrière du foyer image de façon à ce qu'une zone suffisamment large de sa photocathode soit éclairée, mesure le flux lumineux transmis.

Après avoir retiré les optiques, on s'arrange pour placer le photomultiplicateur à une distance de la source qui soit telle que le courant d'anode soit le même que celui mesuré auparavant. Si l'on appelle θ la demi-ouverture de l'angle solide sous lequel le photomultiplicateur voit la source, nous avons alors, en vertu de la loi Lambertienne d'émission :

(*) OUDE DELFT France - 134, rue du Faubourg St-Honoré, PARIS VIII.

(**) KINOPTIK - 31-33, rue de Tlemcen, PARIS XX.

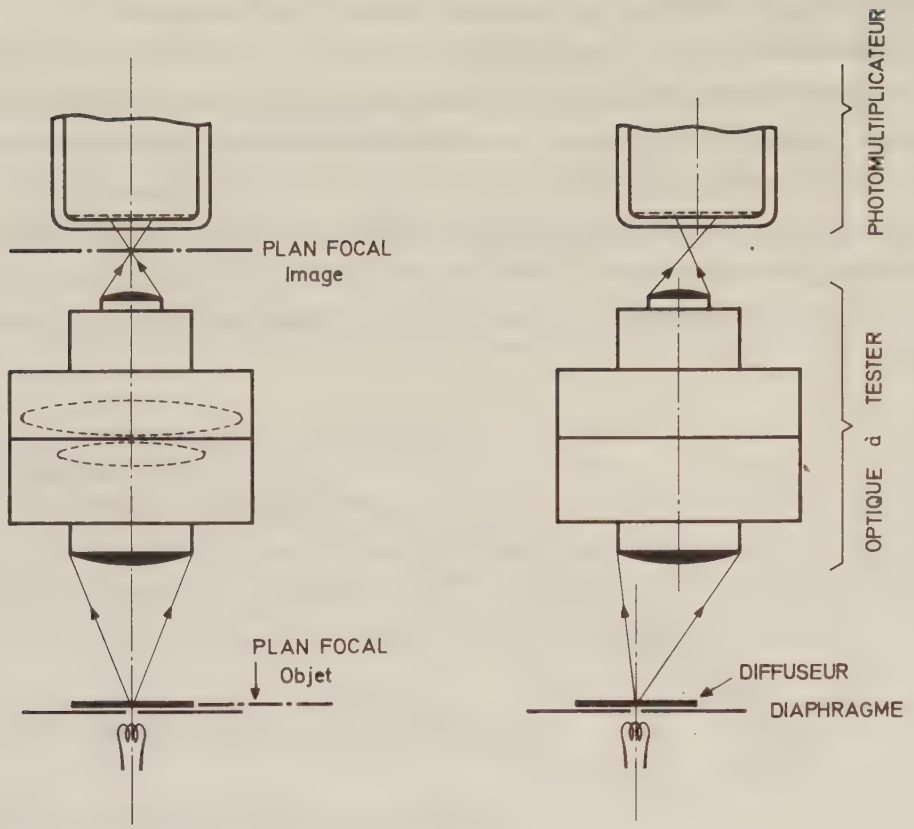


Fig. 15 - Mesure de l'efficacité de collection et du champ des optiques

$$\frac{\phi_r}{\phi} = \sin^2 \theta$$

ϕ_r et ϕ étant respectivement les flux lumineux reçus par le tube et émis par la source.

Cette valeur est égale au rendement de l'optique. Dans notre cas, nous avons trouvé : $\eta = 7,8\ \%$.

A titre de comparaison, l'ouverture f/1,4 de l'optique d'entrée correspond théoriquement à un rendement de 11,4 %. Or, il faut également faire intervenir les pertes, par réflexion entre les lentilles et par absorption dans le verre, ce qui tend à justifier le résultat obtenu.

Si maintenant on examine la courbe représentée figure 16, et bien qu'elle ne soit donnée qu'à titre indicatif puisqu'elle correspond à un objectif que nous n'avons pas utilisé, tout porte à révoir que nous aurons un déficit important pour le facteur de transmission dans le bleu.

Un montage semblable à celui de la figure 16 nous a permis de mesurer la transmission des optiques pour la longueur d'onde de 4 500 Å correspondant à l'émission du $P_{22\,b}$. Comme source de lumière, nous utilisons un scintillateur au sulfure de zinc excité par des α. La mesure est faite en impulsions sur un sélecteur multicanaux.

La source de lumière étant au foyer objet des optiques, un photomultiplicateur à photocathode S_{20} mesure la quantité de lumière transmise ; nous obtenons ainsi un premier spectre sur le sélecteur.

Comme pour la mesure en lumière blanche, après avoir retiré les optiques, on cherche de combien il faut éloigner la source du tube de mesure pour obtenir un spectre d'égale amplitude. Cette condition étant réalisée, il est alors facile de déterminer la fraction du flux lumineux reçu par le photomultiplicateur, rapport qui est égal à la transmission des optiques.

Nous avons trouvé un rendement $\eta_{4\,500\ \text{Å}} = 4,7\ \%$.

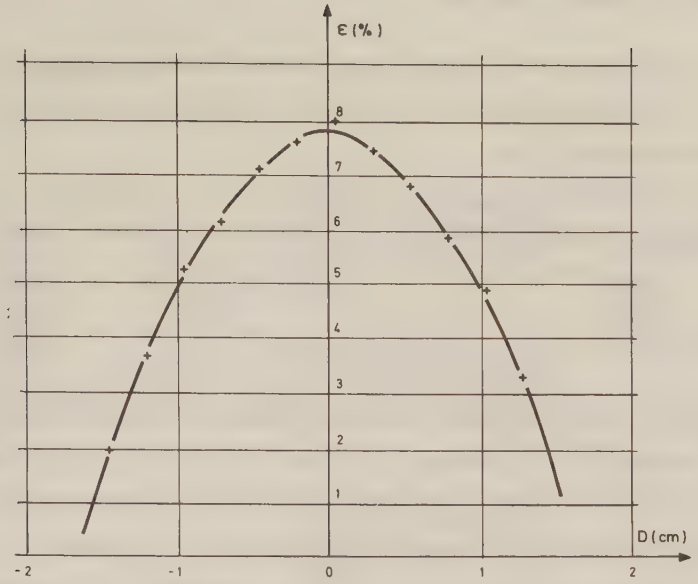


Fig. 16 _ Courbe de transmission spectrale d'un objectif kinoptik 100 mm F/1,3

c) Mesure du champ des optiques

Pour cette mesure, nous avons repris le montage de la figure 15. La source de lumière se déplace dans le plan focal objet selon un axe perpendiculaire à celui des optiques. A chaque position de la source, correspond une position de l'image où nous placerons le photomultiplicateur. Là encore, la photocathode est décalée du plan image, afin d'en intéresser une surface suffisamment grande pour s'affranchir des différences de sensibilité entre zones voisines de la surface sensible.

La courbe obtenue est représentée figure 17. Pour une atténuation de 50 % le champ côté objet est de 2,5 cm.

Pour notre cas, le champ à couvrir étant de 2 cm, nous aurons une perte de sensibilité de 35 % sur les bords.

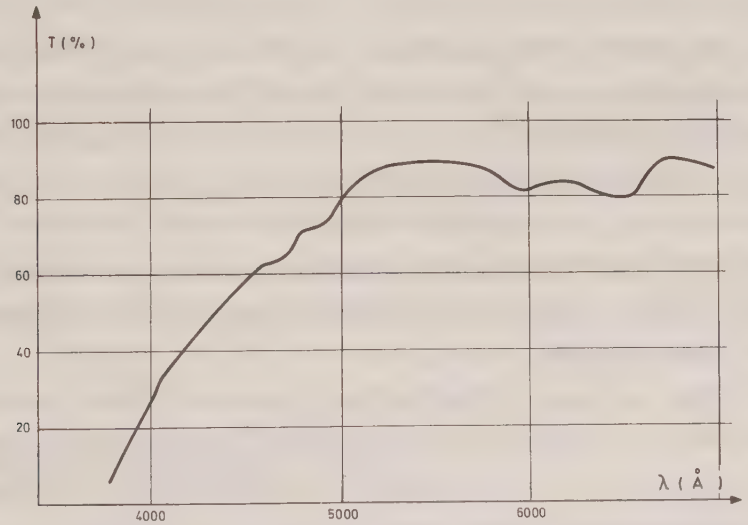


Fig. 17 _ Efficacité de collection des optiques en fonction de la position de la source

d) Résumé des caractéristiques des optiques

L'optique de couplage du tube TH 9463 avec le tube télévision est constitué de deux objectifs montés "tête-bêche" ; côté objet, un deltamar de 112 mm f/1,4 et côté image un lynxar 65 mm f/0,75. L'ensemble assure un grandissement de 0,58.

Pour un champ couvert de 20 mm, la transmission est de 4,7 % au centre et de 3,1 % au bord, ceci mesuré à une longueur d'onde de 4 500 Å.

2.4 - Etage de prise de vue

En raison du faible nombre de photosn dont nous disposons à la sortie des optiques, nous sommes amenés à utiliser un tube de prise de vue à grand gain et surtout faible bruit. Il existe actuellement un certain nombre de tubes développés pour la télévision à bas niveau (prises de vue nocturnes en particulier). Parmi ceux-ci, notre choix s'est porté sur le tube superésicon qui se distingue par un bruit quasiment nul, réduit à celui du préampli-vidéo, avec une légère contribution du bruit d'émission thermique des photocathodes (une partie de ce bruit provient du fait que la photocathode reçoit une infime fraction de la lumière du canon à électrons) / 2 /.

Le gain apporté par le tube de prise de vue étant insuffisant, lui aussi, est précédé par un étage intensificateur. L'ensemble désigné super-ésicon est fabriqué par le Département tubes électroniques de la C.F.T.H., son application première étant la surveillance nocturne.

a) Fonctionnement du tube super-ésicon / 24 /

La figure 18 représente l'ensemble du dispositif. L'étage d'entrée est un intensificateur TH 9473 à focalisation électrostatique. La photocathode du type S_{25} (S_{11} améliorée dans le rouge) ainsi que le phosphore de sortie du type P_{20} sont déposés directement sur des faces fibrées, ce qui assure un excellent couplage avec l'étage de prise de vue qui lui aussi possède une entrée fibrée sur laquelle est déposée une photocathode du type S_{20}.

Analysons maintenant le fonctionnement du tube de prise de vue. Les électrons émis par la photocathode, accélérés par une différence de potentiel de 9 kV, sont focalisés sur la cible par une lentille électrostatique. Cette cible est constituée d'un matériau possédant un coefficient élevé d'émission secondaire (KCl), déposé sous une forme très peu dense, sur une électrode métallique (électrode de signal), suffisamment mince pour n'absorber qu'une partie de l'énergie du faisceau d'électrons primaires / 25 /. Le restant de l'énergie est dissipé dans la cible par la création d'électrons secondaires. Sous l'effet du champ électrique, ceux-ci se déplacent dans les interstices du matériau ; une partie disparaît par recombinaisons dans la cible, l'autre est collectée par l'électrode de signal polarisée positivement, ce qui entraîne une augmentation du potentiel de la partie libre correspondante de la cible. Celle-ci possède alors un relief de charges qui est une représentation électrique du relief d'éclairement de la fenêtre d'entrée.

Lors de la lecture, un faisceau d'électrons lents, focalisé sur la cible, ramène successivement chaque élément de cette surface au potentiel de la cathode du canon à électrons en neutralisant les charges positives par un apport d'électrons. Cette variation rapide de la quantité de charges est transmise capacitivement à l'électrode de signal, engendrant ainsi le signal vidéo.

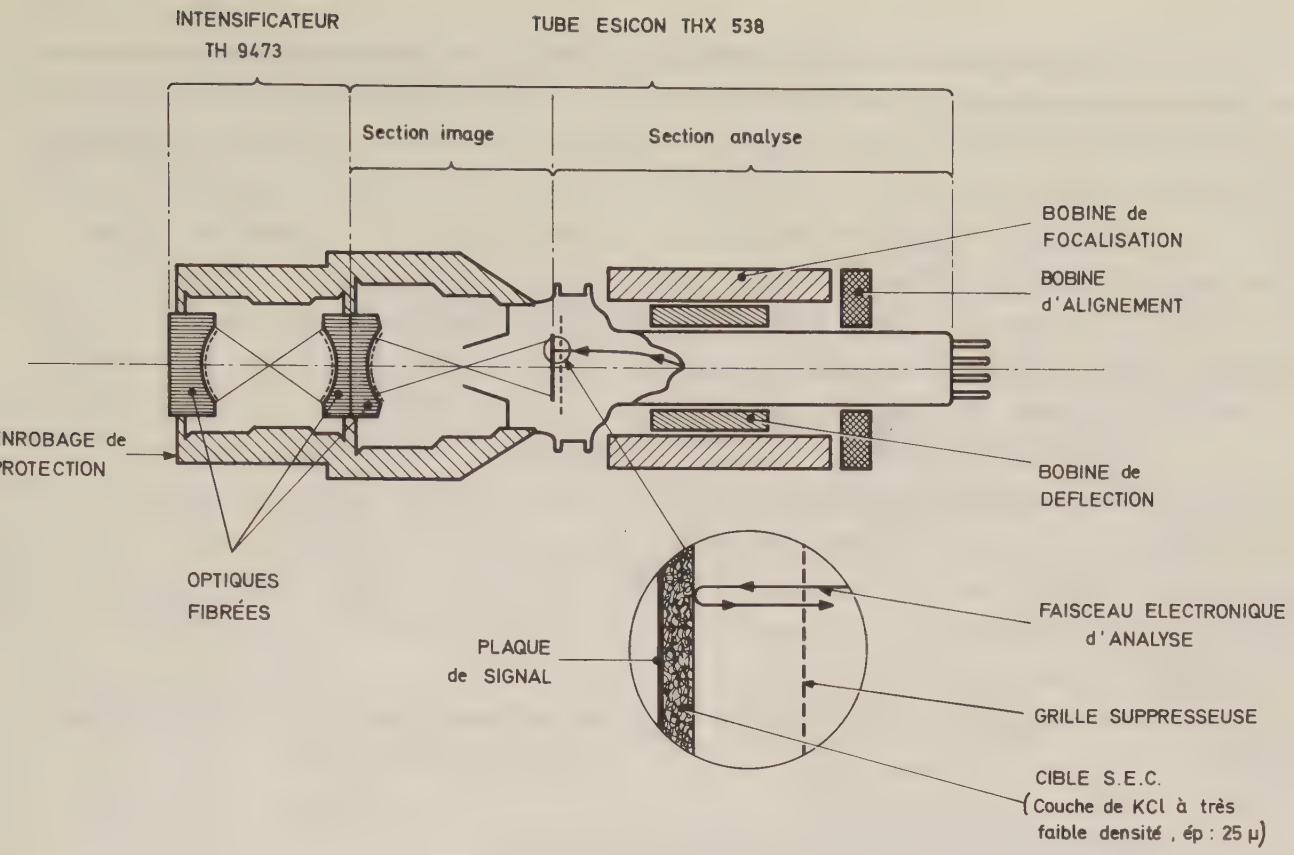


Fig. 18 Schéma de principe du tube SUPER-ESICON

La très grande résistivité de la cible permet de conserver intact le relief de charges pendant des temps de plusieurs dizaines de minutes, ce qui est une possibilité d'intégration de l'image sur la cible.

Par ailleurs, cette propriété est à l'origine d'un courant d'obscurité pratiquement nul, conséquence très avantageuse pour l'observation de scènes faiblement contrastées, le niveau du noir étant stable et uniforme.

b) Estimation de la sensibilité du tube

La mesure de la sensibilité globale du tube donnant le courant de cible à partir de l'énergie d'excitation de la photocathode, donne une valeur de 50 $\mu A/\mu W$ à 4 500 Å, pour une tension d'alimentation de - 24 kV répartie de la façon suivante : la cible est à la masse (côté lecture), la photocathode du tube ésicon ainsi que l'écran de sortie de l'intensificateur sont à - 9 kV et enfin la photocathode de l'intensificateur est à - 24 kV.

La sensibilité de la photocathode d'entrée étant de 50 mA/W à 4 500 Å, nous avons ainsi un gain de 10^3 entre le nombre de charges créées sur la cible et le nombre d'électrons émis par la photocathode d'entrée. Le rendement quantique étant 0,138, le rendement global est alors de 138 charges par photon incident.

2.5 - Conclusion sur le système d'obtention des images

Les différents rendements étant maintenant connus, la réponse globale du détecteur peut s'exprimer de la façon suivante : Pour un γ ayant une interaction au centre du détecteur, nous obtiendrons 1 560 charges/keV sur la cible et 1 040 charges/keV pour une interaction au bord.

Il nous reste maintenant à évaluer l'influence du bruit de fond sur le fonctionnement de l'ensemble. Au niveau du super-ésicon, celui-ci se manifeste sous la forme d'un courant de 2 nA, ce que nous avons vérifié en connectant un oscilloscope à la sortie du préamplificateur vidéo. Connaissant le gain de celui-ci, il est aisé d'apprécier la valeur du courant d'obscurité de la cible.

Si l'on règle l'amplitude des balayages pour que l'image du cristal ait un diamètre de 400 lignes télévision environ, chaque scintillation couvrira 12 lignes en hauteur et, selon un diamètre, sera balayée en un temps de 0,75 μ s (la durée d'une ligne étant 64 μ s, la partie réservée au signal vidéo durant 52 μ s). Sur un tel élément de ligne, nous aurons donc un nombre équivalent de charges de bruit de $9{,}5.10^3$. Il faut également ajouter le bruit du premier étage, lequel contribue à augmenter de 370 le chiffre précédent, ce qui est négligeable.

Dans le cas le plus courant, correspondant à l'utilisation du ^{99m}Tc, la détection d'un photon γ fournira au minimum (interaction au bord du champ) $1{,}5.10^5$ charges sur la cible, soit $1{,}6.10^4$ charges sur la ligne centrale, en admettant une répartition uniforme des charges sur la surface. En réalité, il faudrait prévoir une plus grande densité au centre, ce qui ne peut qu'être favorable. Dans ces conditions, pour les quelques lignes du balayage télévision passant à proximité du centre d'une tache correspondant à un γ de 140 keV, le rapport $\frac{\text{signal}}{\text{bruit}}$ est voisin de 1,6.

Nous verrons, par la suite, les moyens que l'on peut envisager de mettre en oeuvre pour améliorer ce rapport.

2.6 - Electronique associée au détecteur et présentation des données

a) Le signal vidéo

Nous avons vu précédemment la façon dont chaque élément de la cible est lu par un faisceau d'électrons. Celui-ci balaye la surface selon des lignes horizontales régulièrement espacées. L'ensemble de ces lignes forme une trame. Une trame comporte 312,5 lignes et chaque ligne dure 64 μs, de sorte qu'il y a 50 trames par seconde. Deux trames successives sont décalées de 1/2 ligne, de sorte que leurs balayages sont entrelacés. Un tel ensemble de deux trames successives forme une image. La fréquence image est de 25 par seconde, soit la moitié de la fréquence trame. La figure 19 montre le détail de ce fonctionnement.

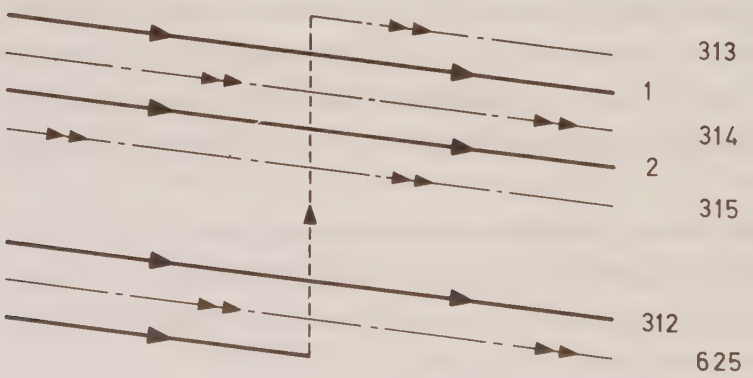
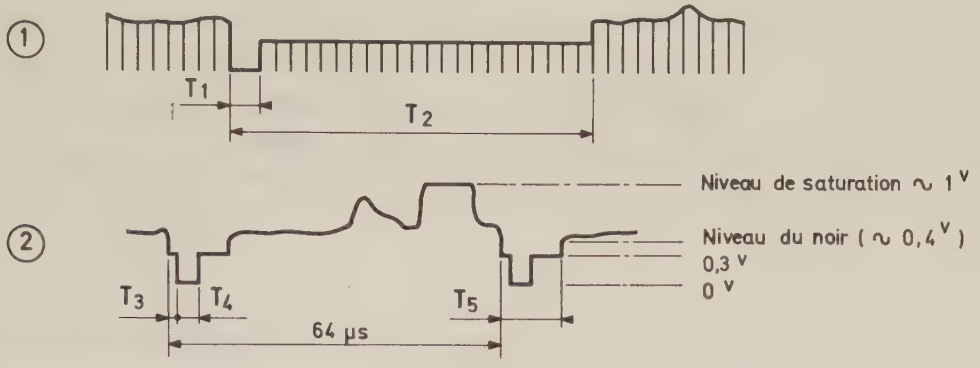


Fig. 19 _ Balayage télévision standard

A un instant donné, sur la plaque de signal, on recueille un courant très faible correspondant au relief de charges du point correspondant à la position du faisceau de lecture. Ce courant est amplifié par un système à faible bruit utilisant un transistor à effet de champ comme étage d'entrée. A ce signal on ajoute des

impulsions logiques, de façon à reconnaître les débuts de lignes et de trames. A la réception ces impulsions serviront à synchroniser le dispositif de reproduction de l'image. La figure 20 représente l'allure du signal vidéo muni de ses signaux de synchronisation. Les valeurs d'amplitudes et de temps portées sur la figure sont normalisées et valables pour toutes caméras fonctionnant en 625 lignes noir et blanc.



① Détail du signal de synchronisation trame

② Détail d'une ligne

T_1 . Synchro trame : 140 µs
T_2 . Suppression trame : 1,67 ms
T_3 . Palier de garde ligne : 1,3 µs
T_4 . Synchro ligne : 4,8 µs
T_5 . Suppression ligne : 12 µs

Fig. 20 _ Signal vidéo

b) Suppression du bruit à haut niveau

Jusqu'ici nous nous sommes intéressés au bruit apporté par les éléments amplificateurs de lumière et ui apporté par le préamplificateur vidéo. Cependant, il existe un bruit de fond créé dans le cristal détecteur le rayonnement ambiant. Du côté des basses énergies, ce bruit est peu influent car il n'apporte que de faibles ntités de lumière. Le rayonnement cosmique, par contre, crée au niveau du cristal des flashes lumineux correspondant à une énergie dépensée supérieure à 500 keV. Ces parasites à haut niveau seront éliminés par un circuit uil. Une porte linéaire autorisera le passage du signal vidéo, dans la mesure où le seuil n'aura pas été franchi. s le cas contraire, la porte sera fermée et le signal ramené au niveau du noir.

La suppression ne pourra être absolue car sur les lignes passant par les bords de la zone correspondant "cosmique" l'amplitude sera trop faible pour déclencher le seuil. Cependant, nous espérons ainsi pouvoir éliner la majeure partie de la lumière créée. La figure 21 montre le principe de réalisation de ce dispositif. Des uits de retard du signal vidéo et d'allongement du signal de blocage permettent d'obtenir un bon encadrement 'impulsion à supprimer, au niveau de chaque ligne.

c) Présentation contrastée et digitalisée

Dans ce mode de présentation, chaque impulsion existant au niveau du signal vidéo et dépassant un ain seuil, est remplacée par un signal logique d'amplitude calibrée, ce qui se traduira sur l'écran d'observation des points de brillance constante. En liaison avec le circuit précédent, nous aurons ainsi une sélection de

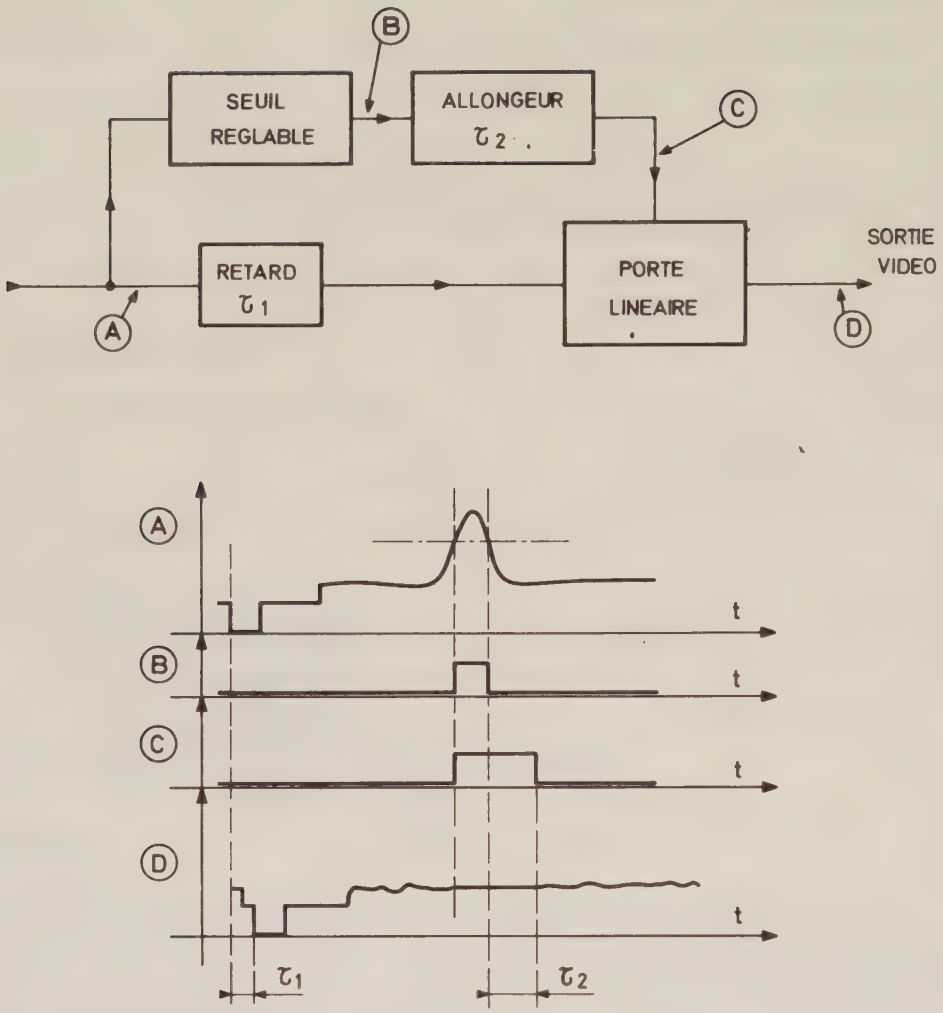


Fig. 21 _ Schéma de principe du circuit "anti-cosmique" et diagramme des temps

bande, de performances très limitées, puisqu'elle supprimera le bruit à bas niveau d'une part, le rayonnement cosmique d'autre part. La figure 22 montre le principe de ce circuit qui travaille sur le signal vidéo issu de l'étage "anti-cosmique".

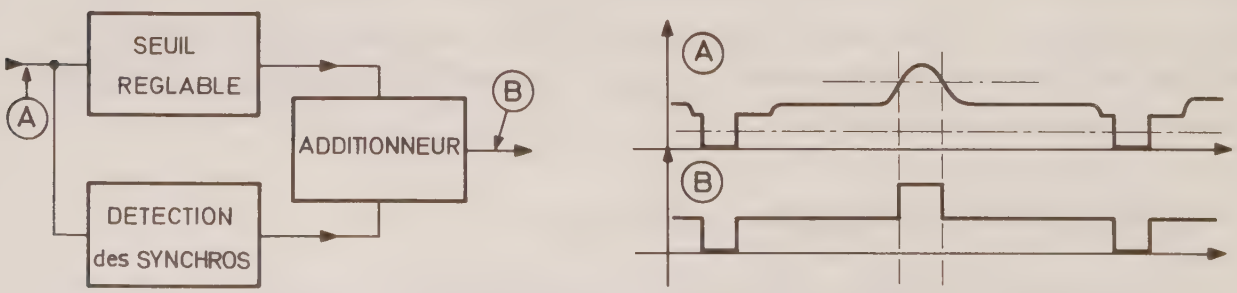


Fig. 22 _ Digitalisation du Signal Vidéo

Nous avons également prévu une présentation intermédiaire dite "contrastée". Dans ce cas, le signal vidéo passe par un amplificateur dont le gain croît lorsque la tension d'entrée dépasse un certain seuil.

- Remarque concernant les circuits à seuil

Les seuils que nous définissons, principalement dans le mode de présentation digitale, ne seront valables que dans la mesure où nous aurons une réponse uniforme du détecteur. Il conviendra donc de s'assurer de ceci et nous verrons par la suite le moyen qui a été mis en oeuvre pour pallier ces défauts. Cela est très important car ce pourrait être la cause d'erreurs graves dans l'interprétation des résultats. Par exemple, il pourrait apparaître des zones sombres dues au fait que le seuil bas n'est pas franchi, alors qu'il existe effectivement des impulsions, mais celles-ci étant créées dans une zone à faible sensibilité, leurs amplitudes seraient insuffisantes pour donner un signal digital.

d) Enregistrement des données

Nous utilisons un magnétoscope "AMPEX" branché, pour l'enregistrement, directement sur la sortie de la caméra, comme indiqué figure 23.

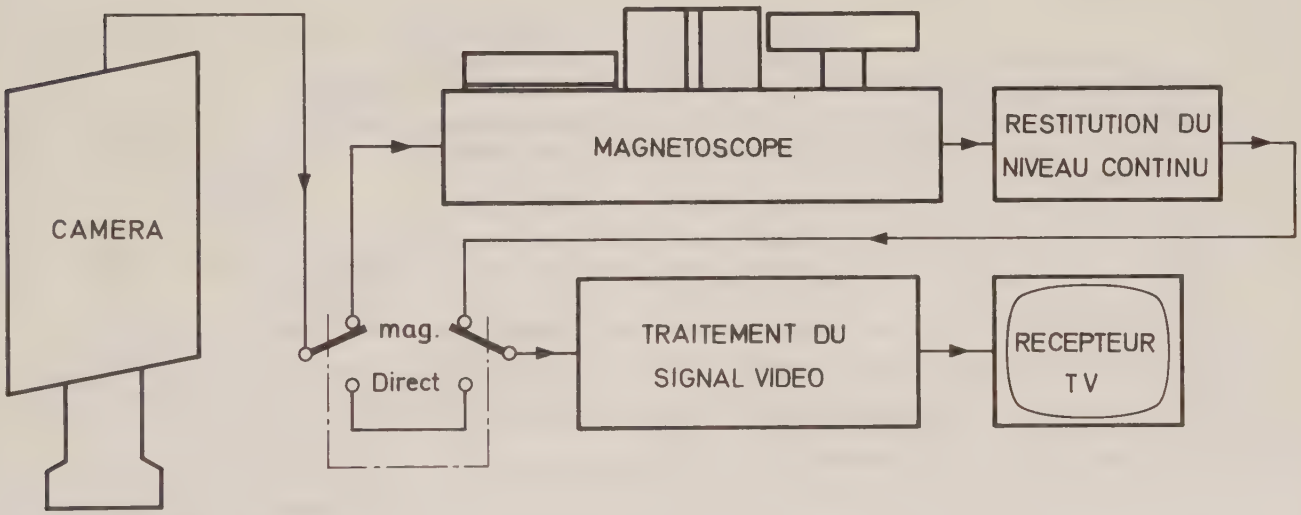


Fig. 23 _ Schéma des interconnexions avec le magnétoscope

Pour la lecture, la sortie du magnétoscope est connectée aux circuits de traitement du signal vidéo. Un interrupteur permet la mise hors circuit de l'enregistreur. La caméra est alors directement branchée sur l'organe de traitement.

Systématiquement, à chaque examen, les images obtenues sont enregistrées sur un magnétoscope, sans qu'il y ait aucun traitement du signal vidéo. L'information est ainsi stockée sur bande magnétique sans aucun

risque d'erreur. Le traitement éventuel, dans le cas où le contraste demande à être amélioré, pourra se faire à la relecture, sans qu'il y ait perte du document original, de sorte que des essais successifs seront réalisables. Dans notre cas, la sortie du magnétoscope est branchée sur un moniteur de télévision qui permet de voir l'image radioactive et, d'autre part, sur un oscilloscope que nous avons transformé, afin d'obtenir une image sans distorsions que l'on puisse photographier avec un appareil polaroïd.

Ce dispositif photographique permet ainsi d'obtenir des images avec des temps de pose variables, le minimum étant la durée d'une image télévisée, soit 1/25 de seconde.

e) Enregistrement des courbes d'activité

Sur le plan clinique, il est intéressant non seulement de voir l'évolution d'une image radioactive, mais également de pouvoir représenter par une courbe la variation de l'activité en fonction du temps au niveau d'une zone d'intérêt / 1 /. Pour cela, nous avons réalisé un dispositif permettant de définir une zone du champ observé. Un intégrateur associé à un enregistreur potentiométrique permet de tracer la courbe représentative de l'évolution de l'activité en fonction du temps à l'intérieur de la zone ainsi délimitée.

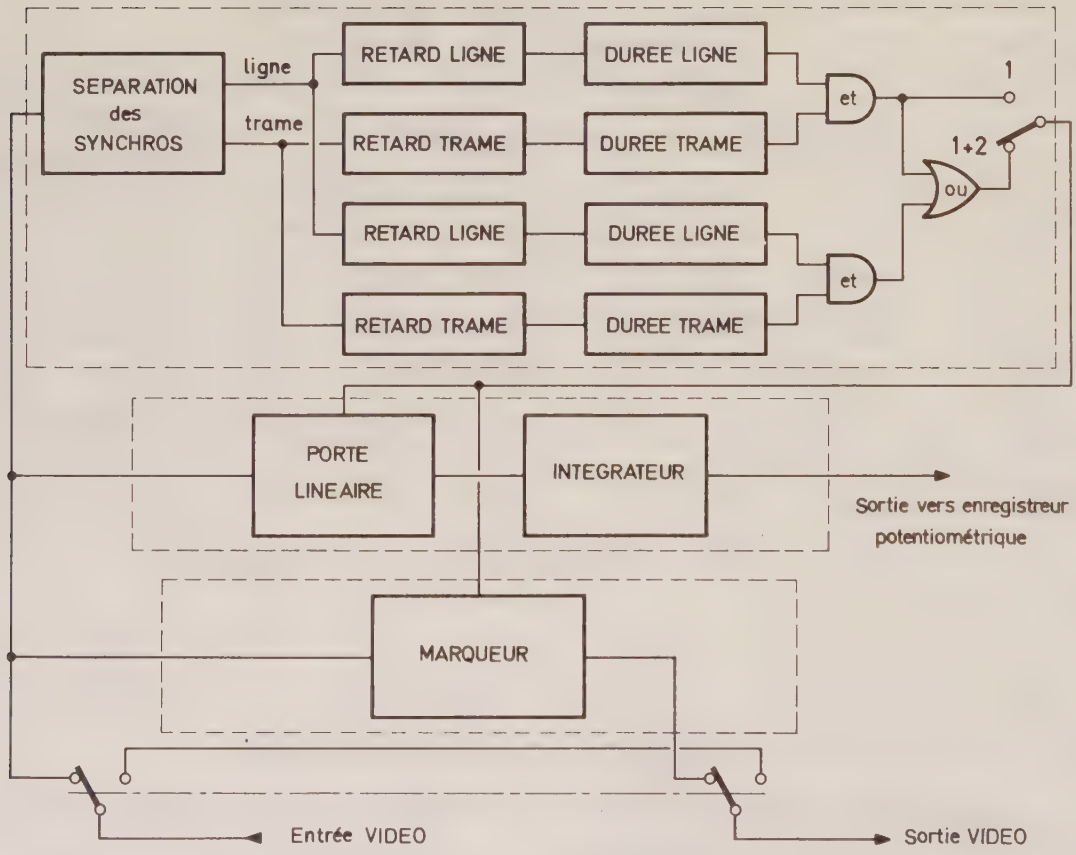


Fig. 24 _ Schéma d'ensemble du circuit intégrateur

La figure 24 représente le schéma d'ensemble de ce circuit, lequel se compose de trois parties :

- Les circuits de sélection de zone. Deux circuits identiques permettent de définir deux zones rectangulaires totalement indépendantes. A partir des signaux de synchronisation ligne et trame, des générateurs de retards réglables, définissent sur chaque ligne et chaque trame les débuts de la zone d'intérêt. A partir de ces données, des univibrateurs réglables définissent selon les deux axes la longueur de ces zones. Des circuits logiques permettent la sortie des signaux lignes en coïncidence avec ceux de trames. Un inverseur, associé à ces circuits logiques permet d'utiliser l'une des zones ou la somme des deux.

- Le circuit d'intégration. Une porte linéaire commandée par les circuits précédents permet le passage de la vidéo durant les fractions de lignes correspondant à la zone d'intérêt. De plus, ce circuit comporte un seuil, ce qui permet de supprimer les parties logiques du signal vidéo pour n'intégrer que la partie représentative de l'image. Un intégrateur suivi d'étages de filtrage fournit une tension continue proportionnelle à la quantité d'information présente sur le signal vidéo.

- Circuit de marquage. Connecté à la sortie du circuit de sélection de zone, celui-ci marque sous forme de points surbrillants chaque début et fin de zone, ce qui permet un réglage facile en observant le moniteur de télévision.

2.7 - Etude des collimateurs

Le collimateur est une optique à rayons X ou γ . Placé entre un objet et une surface sensible, il forme sur celle-ci l'image radioactive de l'objet émetteur de photons / 7 /.

La figure 25 représente en coupe et en vue de dessus un type de collimateur classique à trous parallèles. Les trous sont cylindriques et centrés sur les sommets de triangles équilatéraux. Le plus souvent les collimateurs sont réalisés en plomb.

a) Sensibilité du collimateur

Equivalent de l'ouverture optique, la sensibilité nous renseigne sur le nombre de photons transmis au détecteur par rapport à l'émission de la source. Elle est définie comme étant le rapport du flux sortant du collimateur au flux total émis par une source place uniforme, de même dimensions placée contre la face d'entrée.

Si l'on appelle Ω l'angle solide sous lequel un trou est vu par un point situé à sa base, l'expression mathématique de la sensibilité est la suivante :

$$S = \frac{\text{Flux sortant}}{\text{Flux émis}} = \frac{\text{Surface trouée}}{\text{Surface totale}} \times \frac{\Omega}{4\pi}$$

Dans le cas des collimateurs droits, cette expression a pour valeur :

$$S = \left[\frac{K\, d^2}{a\,(d+t)} \right]$$

en prenant
- d : diamètre du trou
- a : longueur du collimateur
- t : épaisseur minimale des parois

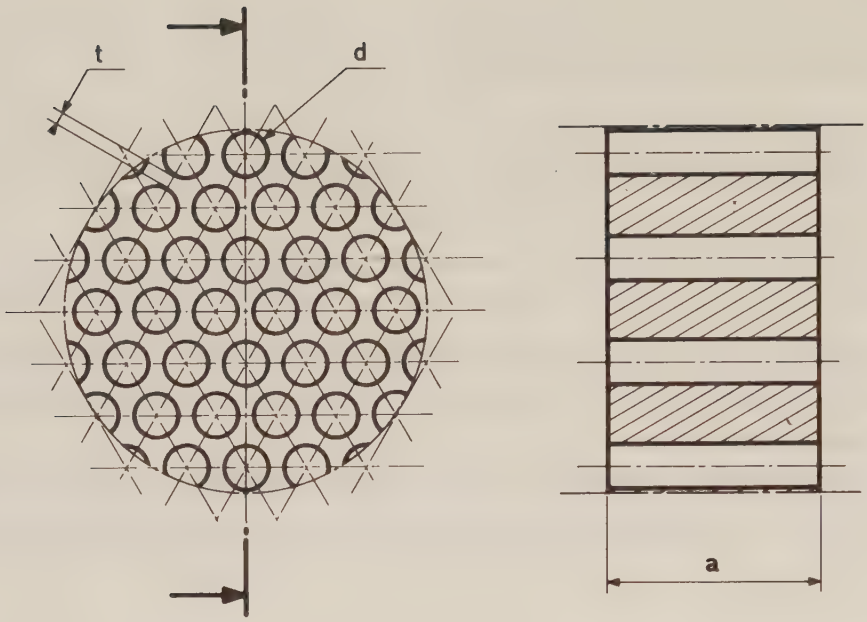


Fig. 25 _ Vue de dessus et coupe d'un collimateur droit à trous cylindriques

K est une constante qui dépend de la forme et de l'arrangement des trous. Dans le cas de la figure 25 nous avons K = 0,238. Pour un quadrillage de trous carrés nous avons alors : K = 0,282.

b) Résolution

La valeur de la résolution définit une distance limite en-dessous de laquelle deux objet infiniment fins ne sont plus séparables au niveau de l'image.

La figure 26 nous montre sous quelle forme l'image d'un point actif est transmise par un collimateur. Pour une mesure, nous obtenons une certaine quantité de photons répartis dans des créneaux correspondant aux trous du collimateur. Dans chaque créneau, la quantité de photons est proportionnelle à l'angle solide sous lequel le point "voit" le canal correspondant du collimateur. Pour obtenir une courbe de réponse continue, ANGER préconise de déplacer le collimateur d'un mouvement uniforme pendant la durée de l'exposition / 26 /. La distribution est alors conique, triangulaire si l'on effectue une coupe selon l'axe du collimateur, passant par le point source. La largeur à mi-hauteur de cette distribution représente, par définition, la valeur de la résolution géométrique du collimateur.

Si l'on appelle b la distance de l'objet au plan inférieur du collimateur et c la distance du plan moyen détecteur à la face supérieure, la résolution géométrique est alors donnée par l'expression :

$$R = \frac{d\,(a+b+c)}{a}$$

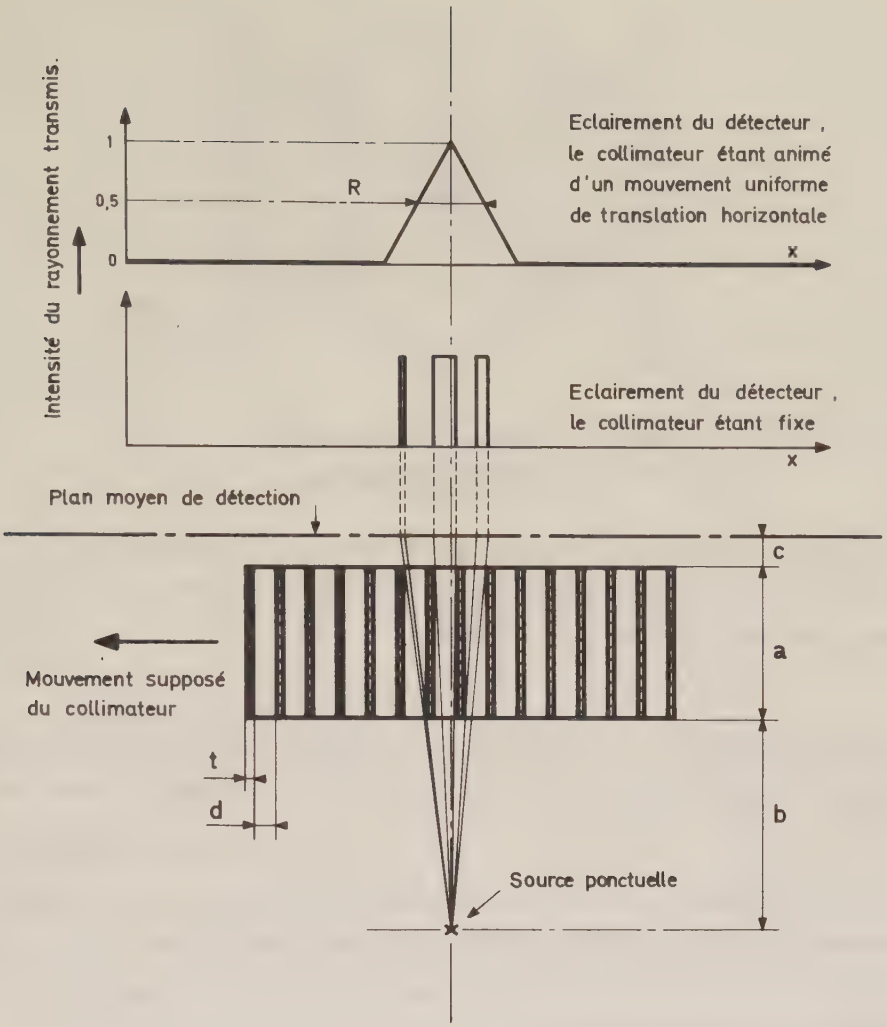


Fig. 26 _ Résolution linéaire R d'un collimateur selon Anger

Cependant, il convient de manier cette expression avec précautions car elle ne tient aucun compte de la distance entre les trous et, si celle-ci est supérieure à la résolution intrinsèque du détecteur, ceux-ci seront vus séparément sur l'image.

c) Limites d'utilisation en énergie

Pour le calcul de la transmission et de la résolution, nous avons admis que les parois étaient parfaitement opaques vis-à-vis du rayonnement incident. Il nous reste maintenant à préciser la limite de validité de cette hypothèse. Sur la figure 27 nous avons représenté la direction la plus défavorable que puisse prendre le rayonnement incident. Elle correspond à la traversée d'une épaisseur minimum W de matière. Dans le cas le plus courant de réalisation de collimateur, nous avons : $a \gg (2d + t)$ et par suite :

$$W = \frac{a\,t}{2d + t}$$

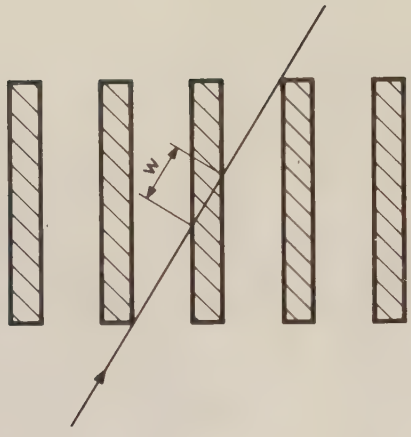


Fig. 27 _ Mise en évidence de la direction la plus défavorable

Il est couramment admis que l'absorption dans les parois doit être supérieure à 95 %, ce qui impose $\mu \rho W \geqslant 3$, le produit $\mu\rho$ étant le coefficient d'absorption linéaire du matériau. La valeur $\mu \rho W = 3$ correspond à l'énergie maximale d'utilisation du collimateur.

- Remarque

Pour des utilisations au voisinage de E max, KELLER démontre / 27 / que les formules relatives aux collimateurs restent valables à condition de prendre pour hauteur du collimateur la valeur fictive :

$$a_e = a - 2\mu^{-1}$$

μ étant le coefficient d'absorption linéaire du matériau composant le collimateur.

d) Conclusion sur les méthodes de calcul

Nous venons de voir qu'il est difficile de réaliser un collimateur idéal. L'énergie maximale d'utilisation étant fixée, il faudra trouver un compromis entre la résolution et la transmission pour fixer les différentes cotes.

Pour ce qui est de la résolution, il faudra tenir compte de la profondeur de l'organe à visualiser. Pour des organes profonds, la résolution ne devra pas trop se détériorer avec la distance ; un collimateur de forte épaisseur sera alors préférable. Enfin et dans la mesure du possible il faudra que la résolution du collimateur soit adaptée à celle de l'appareillage de visualisation.

2.8 - Différents collimateurs utilisés

a) Energies inférieures à 200 keV

a.1) Collimateur droit

Une technique particulière a été adoptée pour la réalisation de ce collimateur. Elle consiste à mettre en forme des bandes de plomb, qui sont ensuite collées entre elles, ce qui procure un arrangement, selon des triangles équilatéraux, de trous hexagonaux (voir figure 28). Par rapport à un collimateur à trous ronds de même résolution et même énergie maximale, le gain en transmission est de 16 %. Ses caractéristiques sont les suivantes :

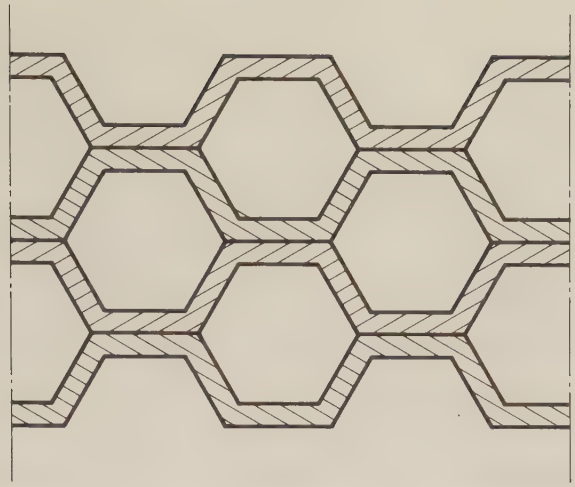


Fig. 28 _ Collimateur à structure "nid d'abeilles"

a = 70 mm t = 0,35 mm d = 3 mm (diamètre du cercle inscrit dans un hexagone)

Sensibilité : $S = 10^{-4}$ (valeur mesurée et calculée)

Résolution : R = 5,5 mm pour b = 50

R = 7,7 mm pour b = 100

Energie maximale : E'_{max} = 200 keV

a.2) Collimateur divergent

Le diamètre d'entrée du détecteur étant limité à 20 cm, il est intéressant de disposer d'une optique dont le grandissement soit inférieur à 1. C'est ce que réalise le collimateur divergent représenté en coupe sur la figure 29. A 10 cm de la face d'entrée, le champ couvert a un diamètre de 30 cm.

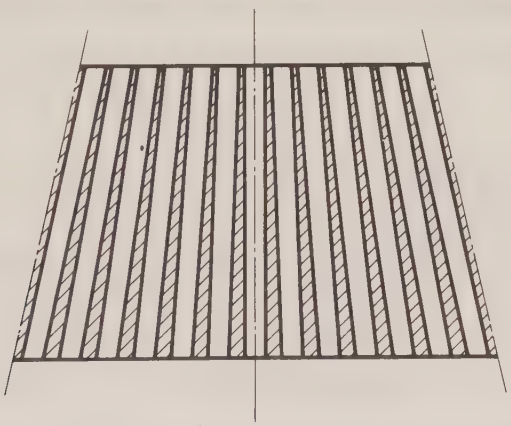


Fig. 29 _ Vue en coupe d'un collimateur divergent

a = 70 mm t = face supérieure : 0,5 d = 3 mm (trous cylindriques)

face inférieure : 0,91

$S = 4,5.10^{-5}$

R = 10 mm à 10 cm

E_{max} = 270 keV

b) Energies inférieures à 600 keV

b.1) Collimateur droit

C'est un collimateur à trous cylindriques parallèles.

$a = 130$ mm $\quad t = 2$ mm $\quad d = 5{,}5$ mm

$S = 5{,}6.10^{-5}$

$R = 9{,}7$ mm à 10 cm

$E_{max} = 600$ keV.

b.2) Collimateur divergent

C'est un collimateur à trous cylindriques dont le champ est de 30 cm à 10 cm de la face d'entrée.

$a = 70$ mm $\quad t$: face supérieure $= 3{,}48$ $\quad d = 4{,}5$ mm

face inférieure $= 4{,}42$

$S = 6{,}5.10^{-5}$

$R = 11$ mm pour $b = 10$ cm

$E_{max} = 600$ keV.

c) Méthode de mesure de la sensibilité

Une source plane, uniforme, a été réalisée. C'est un récipient en plexiglas rempli d'une solution de ^{99m}Tc. L'activité totale est d'environ 11 mCi et le diamètre 20 cm. Une sonde à scintillation équipée d'un cristal de NaI (Tl) d'épaisseur 5 mm et de diamètre 30 mm est placée contre la face de sortie du collimateur, la source étant disposée parallèlement à la face d'entrée. Connaissant la surface vue par le scintillateur, on déduit l'activité de cette portion de source. Le nombre d'impulsions N_2 comptées par le détecteur est alors égal à :

$$N_2 = \eta \, S \, N_1$$

avec η : efficacité du détecteur

S : sensibilité du collimateur

N_1 : nombre de γ émis par la portion de source vue par le scintillateur.

Ainsi faites, les mesures confirment les valeurs données à mieux que 10 %.

Par ailleurs, pour une source de diamètre inférieur à celui du collimateur, il est démontré que la sensibilité est indépendante de l'éloignement.

3 - MESURES DES PERFORMANCES DE L'ENSEMBLE

3.1 - Uniformité de réponse

a) Origine de la non uniformité de réponse

Lorsque l'on place devant le détecteur muni de son collimateur une source plane uniforme, de grand diamètre, on constate qu'au niveau de l'image il existe des différences de luminance (voir figure 30). La partie la plus affectée est le bord de l'image où la sensibilité est environ deux fois moins grande qu'au centre.

Si l'on retire la source, il existe un fond continu dû au bruit des différents amplificateurs, qui lui non plus n'est pas uniforme sur toute la surface. Les défauts constatés dans ce cas ne correspondent pas aux précédents. D'amplitude relativement faible, celui-ci n'est pas gênant, aussi corrigerons-nous essentiellement la non uniformité du gain.

Celle-ci est due,aux amplificateurs de lumière que nous utilisons, ainsi qu'aux optiques de couplage. Pour le tube d'entrée, l'uniformité de réponse est de 17 %, due essentiellement à la photocathode dont l'homogénéité de réponse est difficilement réalisable en raison de son grand diamètre.

Quant au tube de prise de vue, sa sensibilité est le produit des sensibilités des éléments suivants : photocathode et phosphore de l'intensificateur, photocathode du tube ésicon et enfin cible multiplicatrice. Combiné au tube d'entrée, cela nous mène à des variations locales du gain comprises entre 20 et 30 %.

A ces variations locales du gain, il faut ajouter l'influence de l'optique de couplage qui procure une baisse régulière, allant du centre vers les bords, du gain de l'ensemble. La perte de gain est de 35 % aux bords.

En résumé, les fluctuations du gain, selon le positionnement de la,source sont au maximum d'un facteur 2. Cette valeur est confirmée par l'examen de clichés pris avec des ouvertures différentes, sur un papier à fort contraste. Il est donc indispensable d'effectuer une correction de l'ensemble.

b) Méthode de correction de la non uniformité

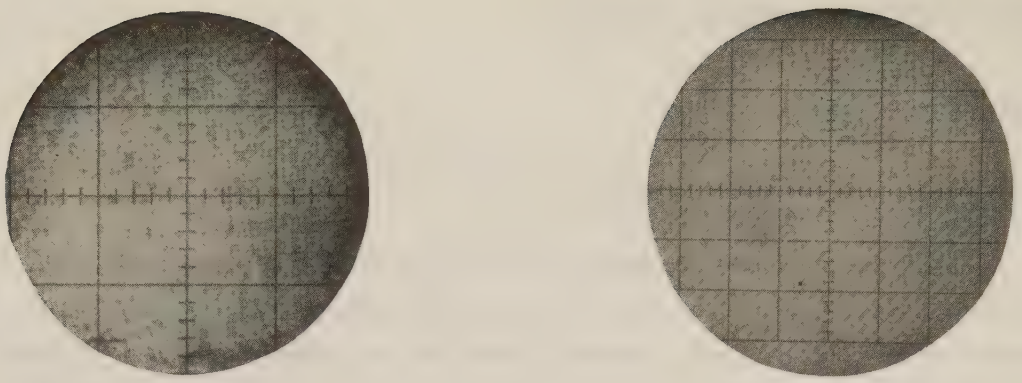
Pour corriger la non uniformité de réponse du détecteur, l'idée de base est de réaliser un filtre qui effectuera une atténuation sélective des zones à forte luminosité / 23 /. Un négatif pris, à partir de l'image d'une source uniforme, sur le moniteur de contrôle remplit ce rôle. La transparence de ce film en un point de coordonnées x et y devant être inversement proportionnelle au gain de la chaîne au point correspondant, le calcul montre que le film doit avoir un γ de 1 pour pouvoir vérifier cette condition.

Pour réaliser ce négatif, le détecteur étant en regard d'une source uniforme étendue, nous prenons une série de clichés sur l'écran de contrôle, avec un grandissement tel que l'image obtenue ait le diamètre de l'image formée sur l'optique fibrée d'entrée du tube télévision.

Après développement, il faut choisir le cliché le mieux exposé, c'est-à-dire celui pour lequel les zones claires sont à une densité voisine de celle du fond de la pellicule, et ceci pour introduire une atténuation minimale sur le gain de la chaîne.

Ce filtre est placé sur la face d'entrée du tube télévision, car c'est le seul endroit facilement accessible où l'on ait une image focalisée.

La figure 30 montre le résultat obtenu avec un tel masque.



a - Système non corrigé

b - Système corrigé

Fig. 30 - Images de Sources étendues uniformes

L'uniformité de réponse est fortement améliorée ; il subsiste une légère diminution du gain sur les bords estimée à 15 % (système sous corrigé). Le film utilisé est un ISOPAN IF dont la sensibilité est de 40 ASA et le γ voisin de 1 .

3.2 - Mesure de la résolution

a) Résolution intrinsèque du détecteur

a.1) Méthode de mesure

Dans un premier temps, nous nous proposons de mesurer, indépendamment de l'optique d'entrée, la résolution du détecteur. Pour cela nous utilisons une source de rayonnements γ qui éclaire le cristal détecteur selon une ligne de largeur très fine. L'image de cette source est une ligne dont la largeur, supérieure à celle de l'objet, est une caractéristique de la fonction de transfert du détecteur.

Dans la gamme d'énergies inférieures à 200 keV, nous disposons d'une fente de 1 mm de large, pratiquée dans une plaque de plomb de 1 cm d'épaisseur. Cette fente, placée contre le détecteur, est éclairée par une source de ^{99m}Tc disposée à 1 m de distance afin d'éviter un élargissement de l'image de la fente projetée sur le cristal.

Un dispositif polaroïd intègre l'image apparaissant sur le moniteur de télévision. Le film est ensuite analysé au microdensitomètre.

Pour les hautes énergies, nous utiliserons une source de ^{64}Cu, émetteur β^+ fournissant des rayons γ à 511 keV. La fente précédente n'est plus utilisable ; aussi avons-nous réalisé une fente de 1 mm de large dans une brique de plomb d'épaisseur 5 cm. Placée dans un tube à essais disposé selon l'axe de la fente, la source éclaire le cristal sur une largeur maximale, calculée, de 1,24 mm.

L'image étant formée de points correspondant à chaque photon absorbé dans le cristal, il sera nécessaire de poser suffisamment longtemps avec une diaphragmation en conséquence, pour obtenir une statistique suffisante au niveau du film.

a.2) Analyse du film

Nous utilisons un film polaroïd 55 PN fournissant une image sur négatif transparent. Sur la figure 31 nous avons représenté la courbe caractéristique de ce film qui est la relation entre la densité optique du film et l'éclairement. Pour des densités comprises entre 0,25 et 1,4 . Cette relation peut s'écrire :

$$D_2 - D_1 = \gamma \log_{10} \frac{E_2}{E_1}$$

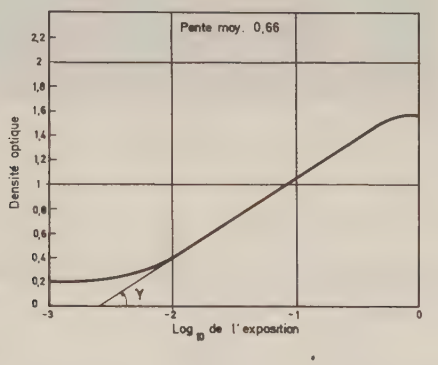


Fig. 31 _ Courbe caractéristique du film " POLAROID "
Type 55 P/N [négatif] soumis à la lumière artificielle

Dans le cas de la pellicule que nous utilisons, le coefficient γ a pour valeur : $\gamma = 0,66$, de sorte qu'un facteur 2 sur l'écairement se traduit par un écart de densité égal à 0,2. C'est cet écart de densité que nous aurons à mesurer pour connaître les largeurs à mi-hauteur (mi-éclairement) de nos fonctions réponses.

L'analyse du film est faite au microdensitomètre. Placé sur une table mobile, l'image de la fente étant perpendiculaire à la direction du déplacement, le film se trouve balayé par un faisceau d'analyse de largeur très fine devant l'échantillon à mesurer. Un dispositif électronique effectue la comparaison entre l'intensité du faisceau transmis par le film et celle d'un faisceau de référence, pour commander un enregistreur potentiométrique. Selon l'axe des ordonnées, le déplacement est proportionnel à la densité du film et, selon les abscisses, proportionnel à la position de l'échantillon / 7 /.

L'étalonnage des distances sur la courbe finale est obtenu en connaissant le rapport des vitesses des deux tables. Dans notre cas, sur quelques clichés nous enregistrons deux fentes espacées d'une distance connue, ce qui nous donne une échelle des distances ramenée au niveau de l'objet.

La courbe de densité est tracée en valeurs absolues, ce qui permet de contrôler d'éventuel dépassements des limites termises.

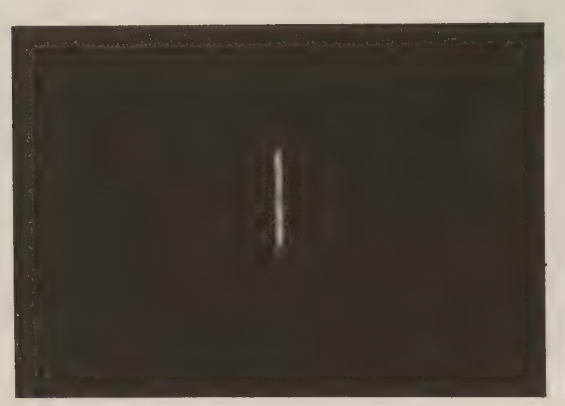
a.3) Résultats obtenus

Sur la figure 32 nous avons une image obtenue avec la fente éclairée par un rayonnement à 140 keV, ainsi que l'analyse densitométrique de ce film. Nous avons également représenté la fonction réponse avec une échelle linéaire d'éclairement, normalisée à 1. La largeur à mi-hauteur de la fonction réponse a pour valeur :

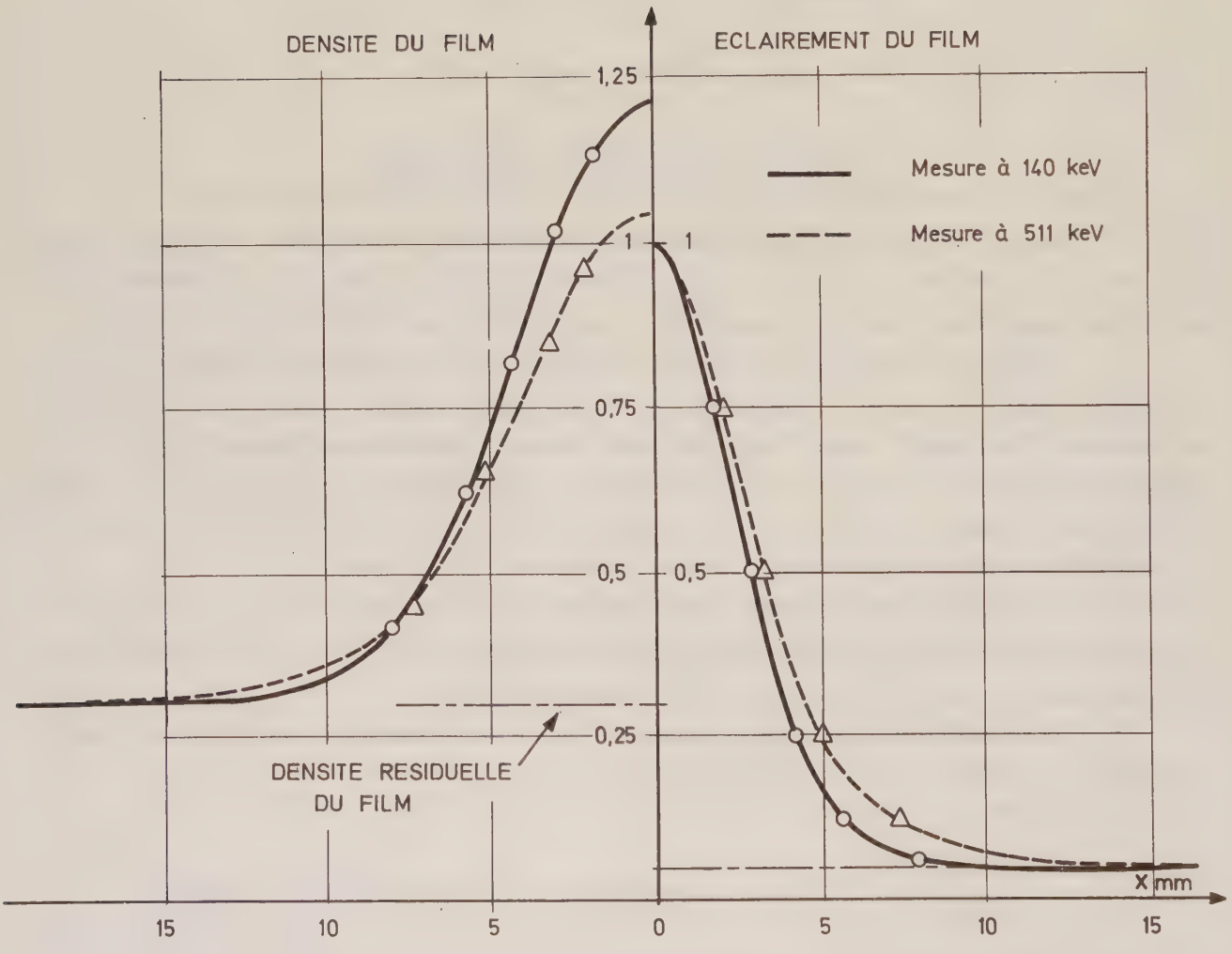
$$LmH_{140\ keV} = 5,9\ mm$$

La même mesure effectuée avec les γ de 511 keV du ^{64}Cu nous donne

$$LmH_{511\ keV} = 6,4\ mm.$$



a)



b)

a) Image d'une fente élairée par des γ de 140 keV

b) Analyse du film selon un axe perpendiculaire à l'image de la fente

Fig. 32

Nous constatons un léger élargissement de la fonction réponse pour les énergies élevées, ce qui peut être attribué à une dimension plus importante de la tache lumineuse émise par le cristal.

b) Résolution du détecteur muni de son collimateur

b.1) Méthode de mesure

Nous nous proposons maintenant de mesurer la fonction réponse à une source ligne dans un milieu non diffusant. Pour cette mesure, nous avons dû réaliser une source linéaire suffisamment étroite pour que la largeur n'influence pas la fonction réponse de l'ensemble. Nous avons utilisé un tube capillaire de 0,8 mm de diamètre intérieur et 7 cm de longueur. Différentes sources ont été réalisées sur ce modèle, les unes remplies de ^{64}Cu (émetteur β^+ fournissant des γ de 511 keV), les autres de ^{99m}Tc, en solutions concentrées. Les activités utilisées sont de quelques millicuries.

Le détecteur étant muni de son collimateur, la source linéaire est placée devant l'ensemble à une distance réglable de la face d'entrée. La suite des opérations est identique à celle exposée précédemment.

b.2) Résultats obtenus

Nous avons choisi 5 cm et 10 cm comme distances source-collimateur. Dans chaque cas, et avec les différents collimateurs, nous effectuons la mesure de la fonction d'élargissement.

Pour le collimateur d'énergie maximale inférieure à 200 keV, les résultats obtenus sont consignés dans le tableau ci-après.

Energie	Collimateur	LMH 5 cm	LMH 10 cm
140 keV	Droit	9,5 mm	9,5 mm
	Divergent	8,33 mm	10,7 mm

Pour ce qui est des valeurs obtenues à 511 keV, les résultats sont difficiles à exploiter, car les trous des collimateurs, de gros diamètre et espacés de plusieurs millimètres, sont vus individuellement. La résolution ne peut être obtenue qu'en traçant, à partir de plusieurs courbes, une courbe moyenne d'éclairement sur laquelle on mesure la largeur à mi-hauteur de la fonction réponse.

Le tableau suivant montre les résultats obtenus.

Energie	Collimateur	LMH 5 cm	LMH 10 cm
511 keV	Droit	11,4 mm	12 mm
	Divergent	11,5 mm	13 mm

Les valeurs ainsi mesurées ne sont pas très significatives et il faudrait plutôt parler du nombre de trous au travers desquels le détecteur voit la source ; la courbe d'éclairement est une succession de créneaux, arrondis par la réponse du détecteur dont les amplitudes relatives varient selon le centrage. La figure 33 illustre cette constatation.

c) Influence d'un milieu diffuseur sur la résolution du détecteur

c.1) Méthode de mesure

Nous avons repris les mesures précédentes en interposant 5 cm de plexiglas entre la source et le détecteur. Nous avons choisi le plexiglas car, du point de vue de la diffusion, il est pratiquement analogue au tissu animal.

c.2) Résultats obtenus

Les analyses densitométriques des clichés ont donné les résultats suivants :

Energie	Collimateur	LMH 5 cm	LMH 10 cm
140 keV	Droit	10 mm	10,4 mm
	Divergent	9,7 mm	12 mm
511 keV	Droit	13 mm	16,4 mm
	Divergent	11 mm	12,2 mm

En moyenne, la diffusion diminue la résolution. Dans le cas du divergent 511 keV, le résultat ne se remarque pas car alors la résolution correspond à un ou deux trous de collimateur, de sorte qu'une faible variation de la résolution théorique donne de façon pratique, des résultats semblables.

Sur la figure 34 nous avons tracé les fonctions réponse, dans le cas du collimateur droit 140 keV. On constate, et cela est vrai dans tous les cas, que l'influence du diffuseur se fait sentir principalement sur le bas de la courbe qui se trouve élargie. Sur les images, ceci se traduit par un halo de niveau faible qui enveloppe l'objet visualisé.

3.3 - Mesures effectuées sur l'intégrateur

a) Courbe de réponse

Des mesures effectuées au laboratoire, en envoyant des trains d'impulsions à l'entrée de l'intégrateur, nous ont montré que celui-ci est linéaire avec une précision meilleure que 1 %.

Il est cependant plus intéressant de tester celui-ci en mesurant l'amplitude de la réponse en fonction de l'activité de sources placées devant le détecteur.

a)

b)

c)

d)

Sur la photo C , la source se trouve alignée selon une ligne de trous du collimateur

a) - Collimateur divergent 140 keV à 10 cm de la source

b) - Collimateur droit 140 keV à 5 cm de la source

c) - Collimateur divergent 511 keV à 10 cm de la source

d) - Collimateur droit 511 keV à 5 cm de la source

Fig. 33 - Images de Sources lignes espacées de 5 cm

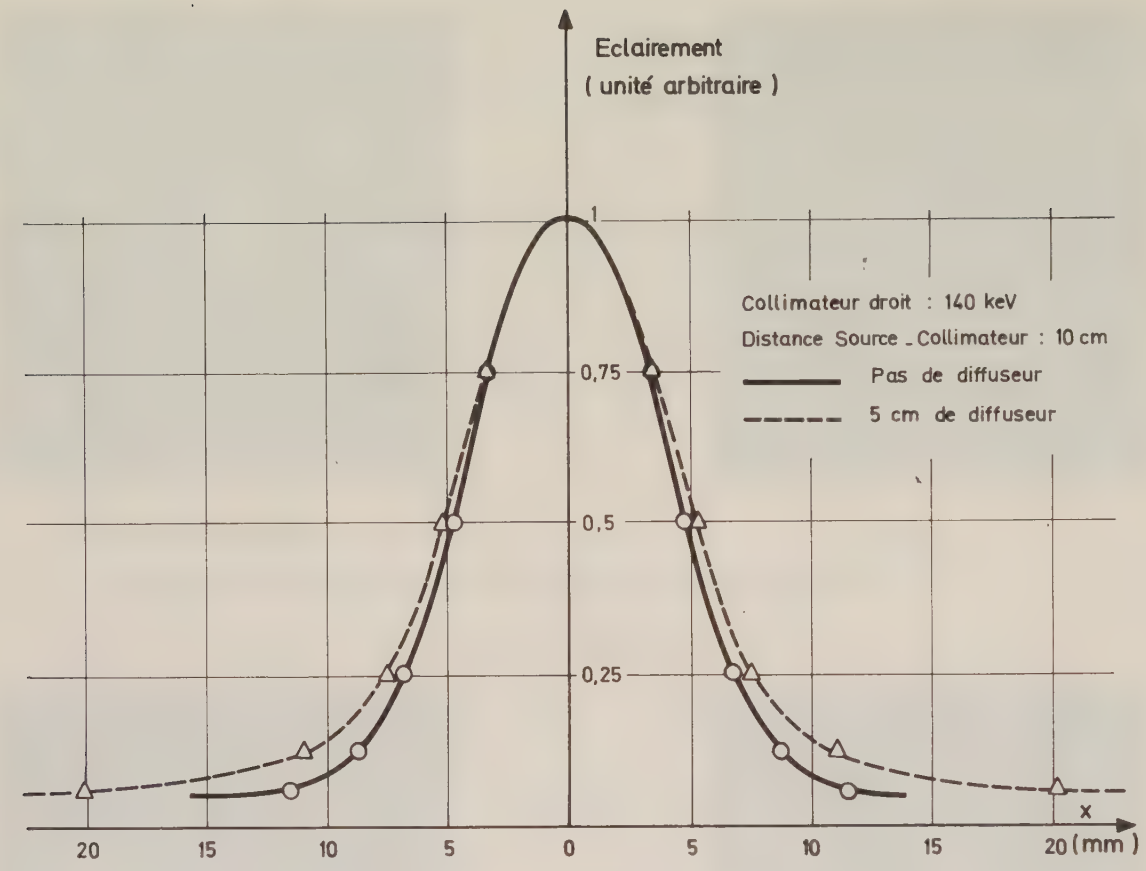


Fig. 34 - Influence de la diffusion sur la fonction réponse du détecteur

Pour cette mesure, nous avons réalisé un échantillonnage de sources de ^{99m}Tc qui, par leurs combinaisons, permettent d'effectuer la mesure entre 60 μCi et 9 mCi. L'entrée de l'intégrateur reçoit le signal vidéo en position analogique non contrastée et la zone d'intérêt est réglée suffisamment large pour englober pratiquement tout le champ de la caméra.

Pour cette mesure, nous utilisons le collimateur droit 140 keV. La sortie de l'intégrateur est connectée à un enregistreur potentiométrique. Le signal de sortie étant soumis aux fluctuations statistiques de la source (principalement pour les faibles activités), l'examen de l'enregistrement relatif à chacune d'elles permet de déterminer une valeur moyenne.

Le résultat de ces mesures nous a permis de tracer la courbe représentée figure 35. Il est intéressant de noter que, pour les activités comprises entre 700 μCi et 10 mCi, qui sont celles utilisées pour les examens, la proportionnalité entre le niveau de sortie et l'activité vue est respectée à mieux que 10 %.

Pour les valeurs inférieures, ceci n'est plus vrai car il faut tenir compte du seuil du système d'intégration. Il est en effet nécessaire de n'intégrer que les parties du signal vidéo dépassant un seuil placé suffisamment haut pour s'affranchir du bruit de fond et de ses fluctuations.

En pratique, ceci se traduit par la valeur minimale de l'activité mesurable par unité de surface. Dans notre cas, nous l'avons estimée inférieure à 40 μCi, répartie sur la surface du cristal éclairé par la source, ce qui représente 3 $\mu Ci/cm^2$ avec le collimateur utilisé. De façon plus générale, nous pouvons dire que, pour des γ de 140 keV, le seuil est inférieur à 12 $\gamma.cm^{-2}.s^{-1}$. Il est à remarquer que cela représente moins de 1 γ/cm^2 à chaque image, ce qui rend compte de la bonne sensibilité du système.

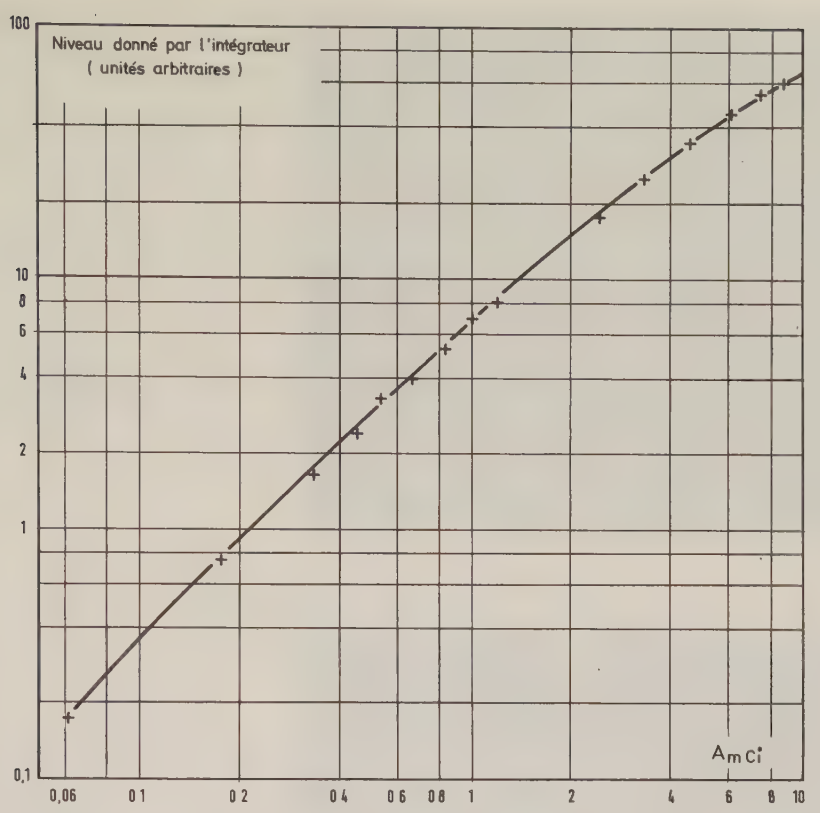


Fig. 35 - Courbe de réponse du circuit d'intégration en fonction de l'activité vue pour des sources de ^{99m}Tc

b) Temps de réponse

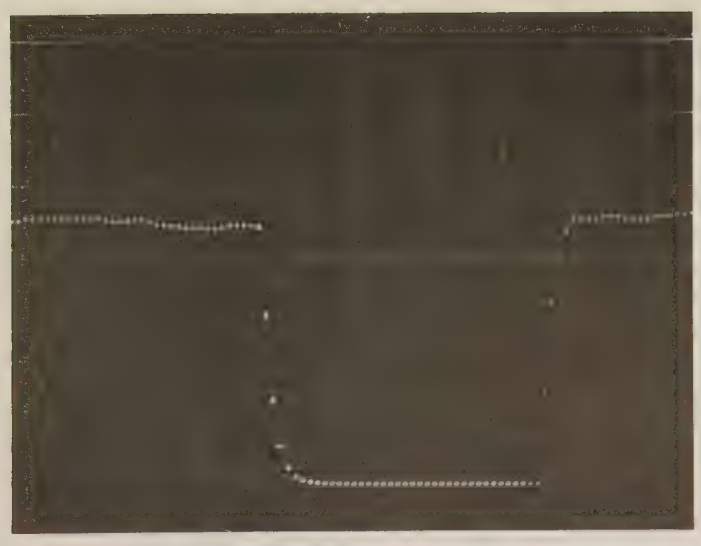
Tout d'abord, nous avons mesuré le temps de réponse du dispositif d'intégration. Pour cela une source de quelques millicuries de ^{99m}Tc est placée dans la zone d'intérêt, ce qui en sortie se traduit par un niveau continu, mesuré sur un oscilloscope. Rapidement, à l'aide d'un interrupteur, on déconnecte l'entrée vidéo pour la rétablir quelques instants plus tard. On obtient de cette façon un oscillogramme (figure 36) permettant d'apprécier les temps de montée et de descente du système électronique.

Selon la constante de temps affichée, les temps d'établissement sont respectivement 100 ms, 200 ms et 300 ms.

Connaissant plus précisément les caractéristiques de l'intégrateur, nous allons maintenant déterminer le temps de réponse de la caméra. Comme précédemment la mesure est faite sur un oscilloscope et l'on affiche une constante de temps minimale sur l'intégrateur. Le temps de montée est mesurée en plaçant très rapidement une source de quelques millicuries dans la zone d'intérêt. Le retrait de cette source nous indique le temps de descente (oscillogrammes 37, 38).

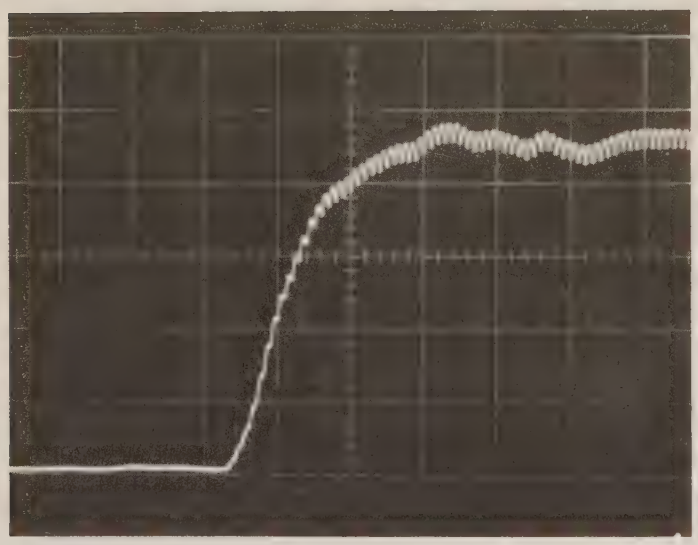
Dans ces conditions, il apparaît que la réponse à un échelon d'activité a une allure exponentielle, avec une constante de temps de 180 ms, pour laquelle le temps de montée du système de mesure n'intervient pas.

Ce résultat s'explique par la rémanence de l'image sur la cible du super-ésicon, le relief de charges n'étant pas totalement neutralisé par un seul passage du faisceau de lecture / 25 /. Pour ce type de cible, le nombre de balayages nécessaires à l'obtention d'une fraction donnée du niveau initial est d'autant plus grand que l'éclairement est faible.



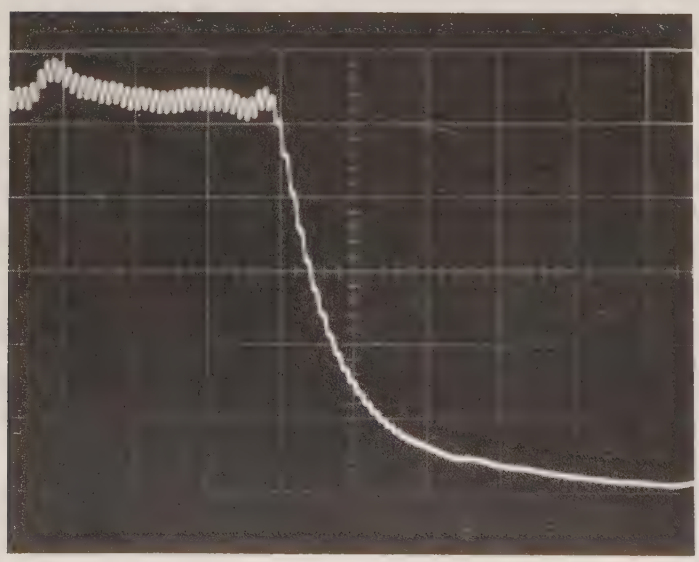
HORIZONTALEMENT : 0,2 S / C

Fig. 36 _ Temps de réponse de l'intégrateur



HORIZONTALEMENT : 0,2 S / C

Fig. 37 _ Temps de montée correspondant à l'application d'un échelon d'activité



HORIZONTALEMENT : 0,2 S / C

Fig. 38 _ Temps de descente correspondant à une chute d'activité

c) Application à la mesure de la non uniformité

La zone d'intérêt étant réglée pour englober tout le champ de l'appareil, une source ponctuelle est placée aux différentes positions indiquées sur la figure 39.

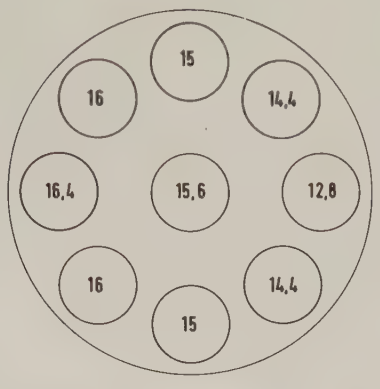


Fig. 39 - Variation de la sensibilité , selon la position de la source

A chacune de ces positions correspond un niveau du signal intégré représentatif de la sensibilité de la zone utilisée.

L'écart maximal entre les valeurs relevées est de 3,6 , ce qui, comparé à la moyenne des valeurs, nous donne une non uniformité de 24 % pour l'ensemble du détecteur.

3.4 - Premiers résultats obtenus

Le prototype de gammacaméra que nous avons réalisé a été installé au Service Hospitalier Frédéric Joliot d'Orsay en vue de procéder à des examens "in vivo". Sur la figure 40 on distingue l'ensemble de détection surmontant le lit destiné à recevoir le patient et le bâti contenant les alimentations haute tension et l'électronique de traitement du signal vidéo. Le magnétoscope n'est pas visible sur cette image.

Les résultats obtenus sont présentés sur les planches suivantes :

1 - Planche 41

Ces différentes images ont pour but de vérifier le bon fonctionnement de l'appareillage. Le collimateur étant retiré, une source ponctuelle émettant des γ de 140 keV, placée à environ 1,50 m de l'entrée du détecteur projette sur le cristal l'image d'un masque en plomb percé de différentes figures géométriques. L'éclairement au niveau du masque est de 27 $\gamma.cm^{-2}.s^{-1}$.

Cette expérience montre très nettement l'efficacité du système d'élimination du bruit à haute énergie, qui permet d'obtenir une image bien contrastée, à partir d'un document original noyé dans le bruit ambiant.

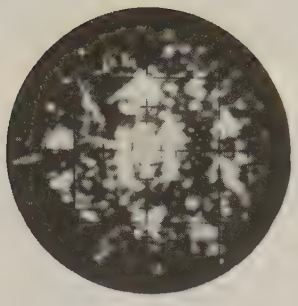
2 - Planche 42

Cette figure illustre la possibilité que l'on a de pouvoir travailler avec un éclairement important, lorsque l'on désire effectuer des poses de courtes durées. Ici nous avons 700 $\gamma.s^{-1}.cm^{-2}$ et un temps de pose de $1/30^{e}$ s. En fait, il faudrait en toute rigueur tenir compte du temps d'intégration de la cible qui se fait avec une constante de temps de 0,18 s.

Fig. 40 _ Vue d'ensemble de la Gamma caméra à amplification directe

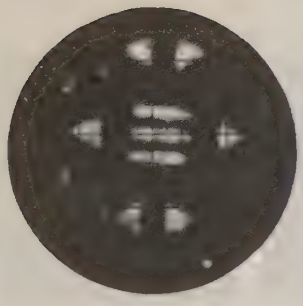
Temps de pose : 2 mn

Eclairement du cristal : 27 γ / cm^2 / s



Mêmes conditions sans éliminations des parasites à haute énergie

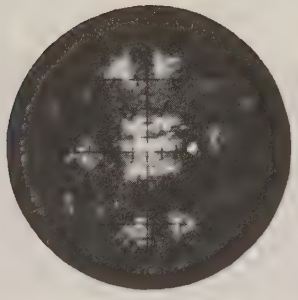
Pl. 41 - Influence de l'élimination des parasites à haute énergie



Temps d'intégration de cible : 0,5 s

Temps de pose photographique : $\frac{1}{30}$ s

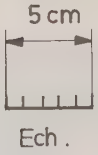
Eclairement : 700 γ / cm^2 / s



Temps de pose : 10 mn

Eclairement : 5,5 γ / cm^2 / s

Pl. 42 - Possibilité d'adaptation de la gammacaméra à des examens dynamiques et statiques



Photographie du masque

Par ailleurs, l'utilisation du circuit "anti-cosmique" montre la sensibilité du dispositif qui permet d'obtenir une image lisible avec seulement 5,5 $\gamma.cm^{-2}.s^{-1}$. Dans ce cas, il est indispensable de prévoir un temps de pose suffisamment long pour obtenir une bonne statistique de l'image.

Une photographie du masque ayant servi à ces mesures est donnée sur cette même planche.

3 - Dispositif de simulation

La figure 43 représente le dispositif expérimental que nous avons mis au point pour simuler la circulation cardiaque. Pour la réalisation de ce modèle, nous nous sommes efforcés d'approcher au mieux les paramètres physiologiques du coeur. Il est essentiellement composé de deux hémisphères de 160 mL accolés entre eux et disposant chacun d'une entrée et d'une sortie permettant le raccordement à des tuyaux souples.

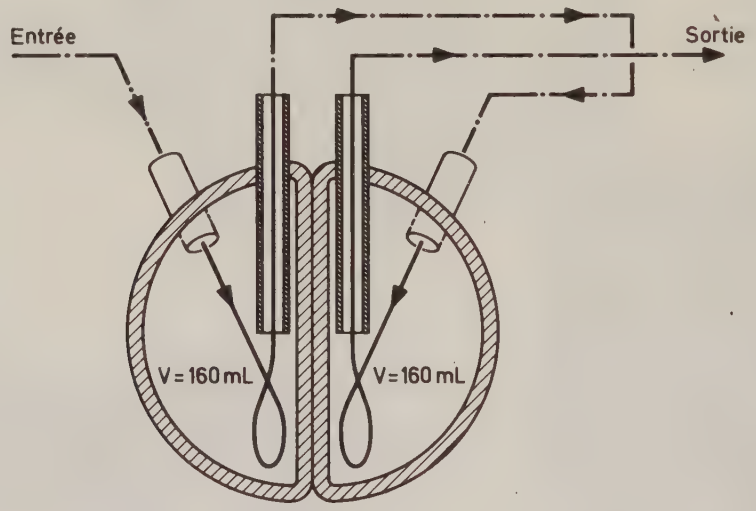


Fig. 43 _ Dispositif de simulation de la circulation cardiaque

L'hémisphère droit est réuni à celui de gauche par une tuyauterie assurant les fonctions suivantes :

- création d'un retard analogue à celui dû à la circulation pulmonaire (4 à 6 s),
- obtention d'une diffusion de l'embol radioactif dans le liquide circulant dans les canalisations.

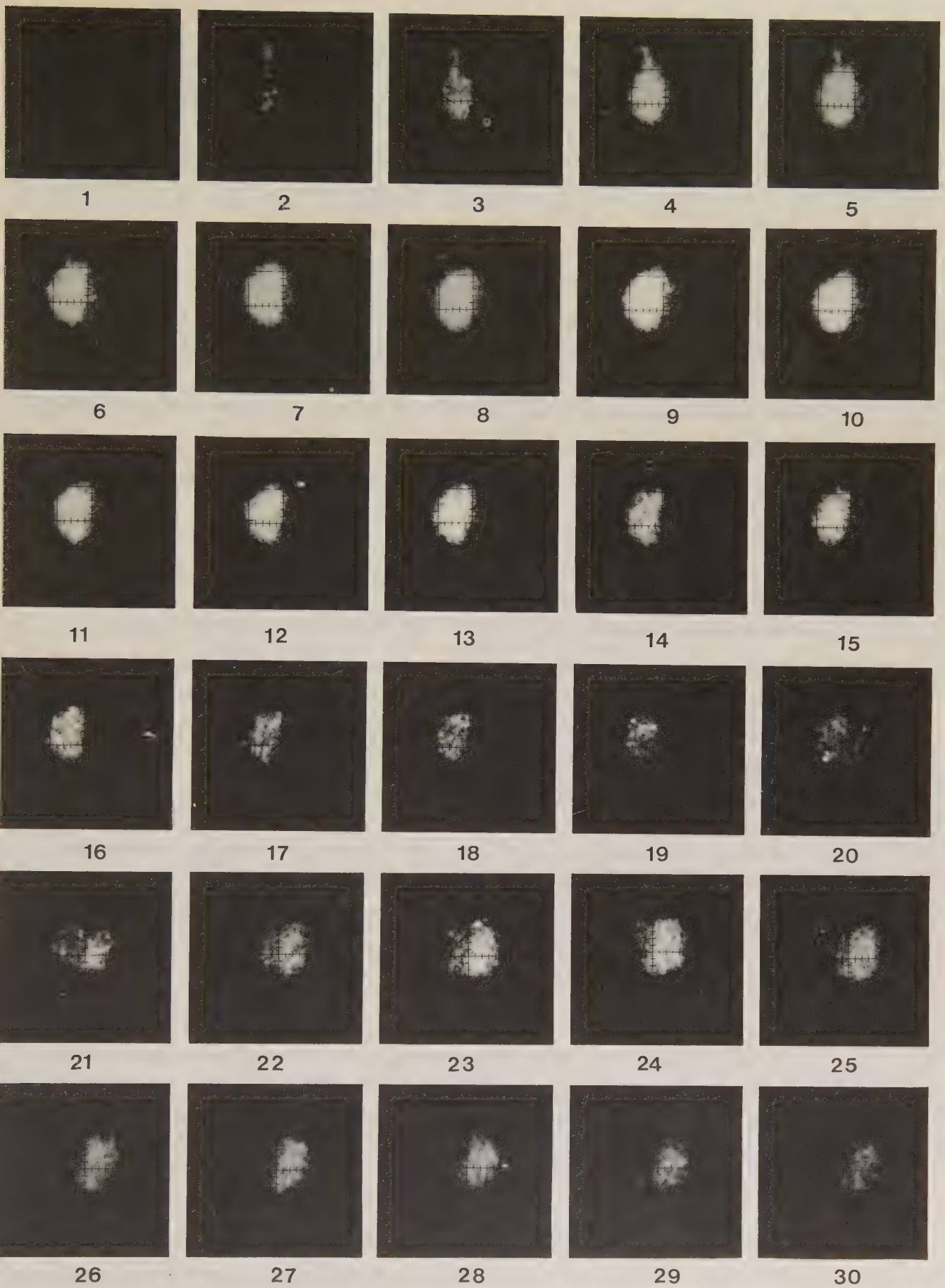
Au moment de l'utilisation, le débit de l'eau dans les canalisations est réglé à la valeur de 85 $mL.s^{-1}$.

Pour les examens sur fantôme, on se place dans les conditions normales suivantes :

- utilisation d'un collimateur droit 140 keV,
- la partie supérieure du fantôme est placée à 7 cm de la face d'entrée du collimateur,
- l'injection se fait sur le tuyau d'entrée à environ 15 cm de l'hémisphère droit (simulation d'une injection dans la veine sous clavière droite qui permet d'obtenir une arrivée de l'embol, sous forme peu diluée à son entrée dans le coeur droit).

4 - Planches 44

Le fantôme étant placé comme décrit précédemment, nous avons procédé à une injection de 2,5 mL de solution de pertechnétate de sodium dont l'activité mesurée est de 8 mCi. L'examen est enregistré sur magnétoscope, sans qu'il y ait modification du signal vidéo. A la relecture, nous avons pris une série de photographies.



Temps de pose : 1 / 25 s

Intervalle de temps entre 2 images - de 1 à 13 : 0,25 s
de 13 à 25 : 0,50 s
de 25 à 30 : 1 s

Pl. 44 - Examen sur fantôme sans diffuseur

Pour chacune d'entre elles, le magnétoscope est en position arrêt sur image, ce qui permet de ne visualiser qu'une trame, soit un temps de pose de 1/25 s. L'utilisation du circuit "anti-cosmique" nous a permis d'éliminer certains parasites à haute énergie.

Les intervalles de temps séparant deux images successives sont répartis de la façon suivante :

de 1 à 13 : 0,25 s
13 à 25 : 0,50 s
25 à 30 : 1 s.

Sur ces images bien contrastées, on distingue aisément l'arrivée de l'embol de la tuyauterie afférente à l'hémisphère droit, le remplissage puis le vidage de celui-ci suivi de l'arrivée retardée dans l'hémisphère gauche et enfin de son vidage.

A partir de cet enregistrement, l'utilisation du circuit intégrateur nous a permis de tracer différents radiogrammes (figure 45).

- Figure 45 (a) - La zone d'intérêt englobant tout le fantôme : nous avons la courbe d'évolution totale de l'activité.
- Figure 45 (b) - La zone d'intérêt est limitée à la partie droite.
- Figure 45 (c) - La zone d'intérêt est limitée à la partie gauche.

La séparation entre les parties droite et gauche n'est pas absolue pour plusieurs raisons :

- d'une part, la forme de la zone d'intérêt étant limitée au groupement de deux rectangles dont les côtés sont parallèles aux axes, il est difficile d'englober entièrement une zone sans empiéter légèrement sur la voisine ;
- d'autre part, une zone, même inactive, donne un signal en diffusant une partie des γ qu'elle reçoit venant d'une source placée hors du champ d'observation.

5 - Planches 46

Afin de simuler la diffusion due aux tissus environnant le coeur, nous avons repris la série d'expériences précédente, en plongeant le fantôme de coeur dans un cristalloir plein d'eau.

Sur la planche 46, nous avons une série d'images correspondant à des temps de pose de 1/25 s, avec les intervalles de temps suivants :

de 1 à 11 : 0,5 s
11 à 25 : 1 s.

La figure 47 représente les radiogrammes correspondants. Les conditions sont identiques à celles de la figure 45.

Sur cet examen, effectué en milieu diffusant, on constate une dégradation du contraste, les contours étant moins nets que précédemment ; cependant les images restent très lisibles.

6 - Planches 48

A la suite de cette série de tests sur fantôme, nous avons pu procéder à un examen "in vivo".

Le détecteur, muni du collimateur droit 140 keV, est placé au contact du patient en regard du coeur. Une dose de 7 mCi de ^{99m}Tc sous forme de pertechnétate de sodium est injectée au pli du coude (sous un volume de 5 mL).

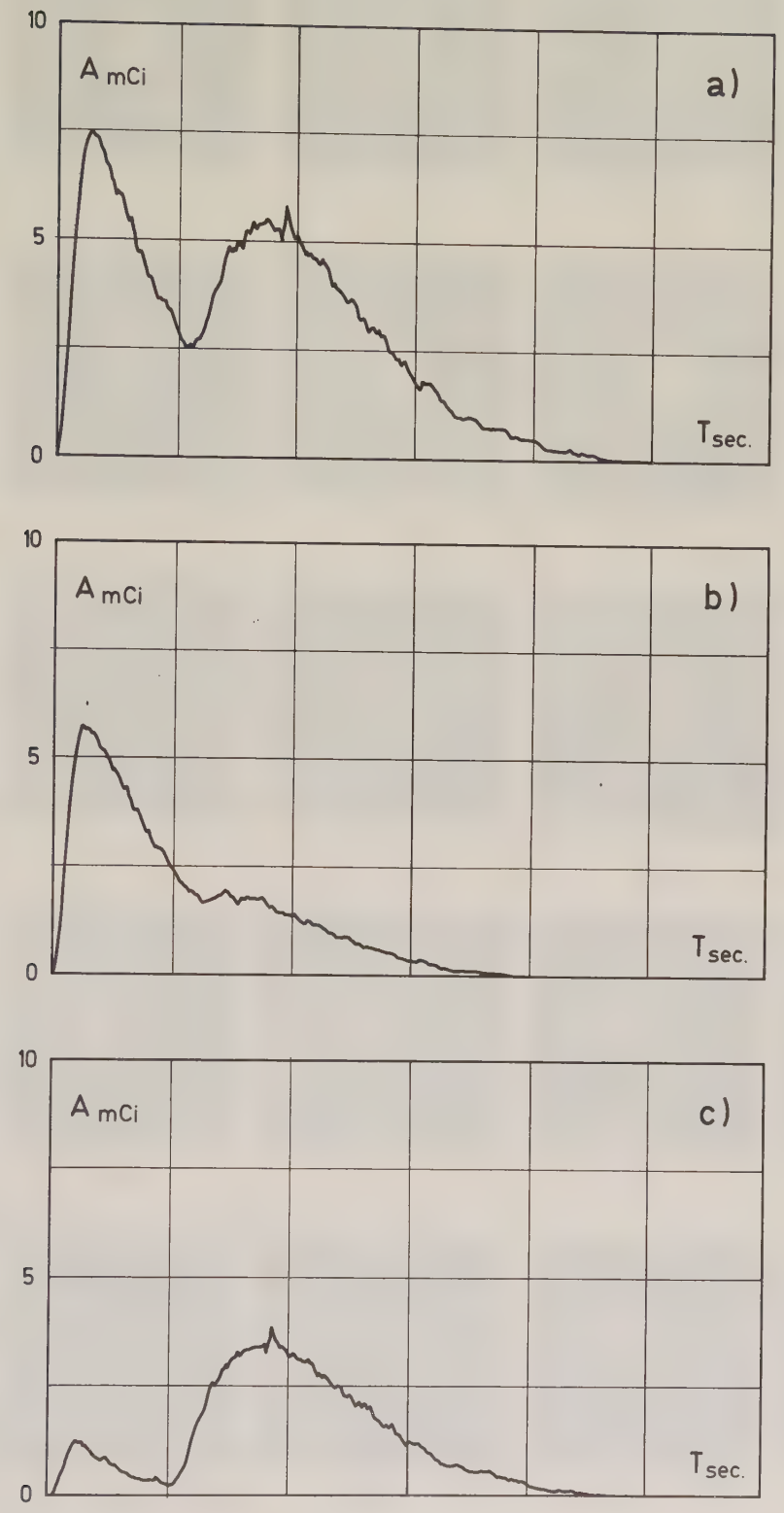
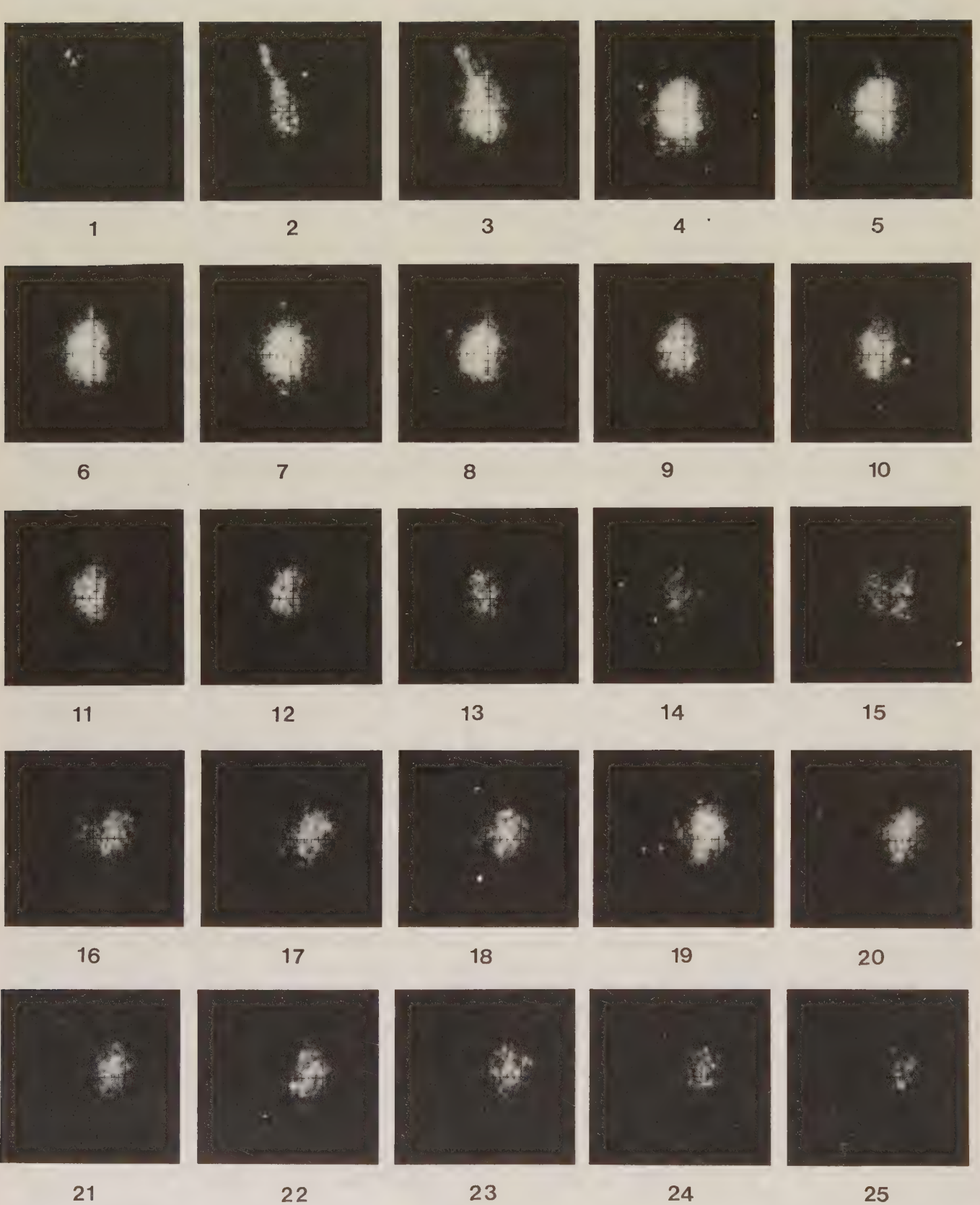


Fig. 45 – Radiogrammes obtenus à partir de l'examen sur fantôme sans diffuseur

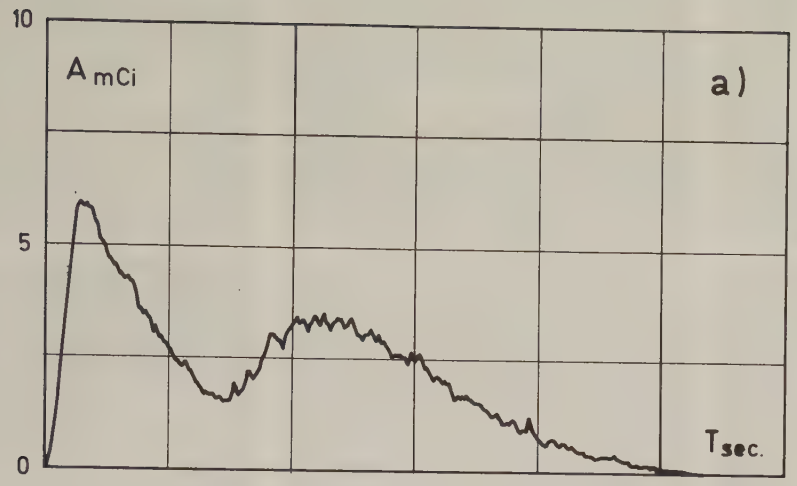
a) Observation du champ complet
b) Zone d'intérêt limitée à la partie droite du fantôme
c) Zone d'intérêt limitée à la partie gauche du fantôme

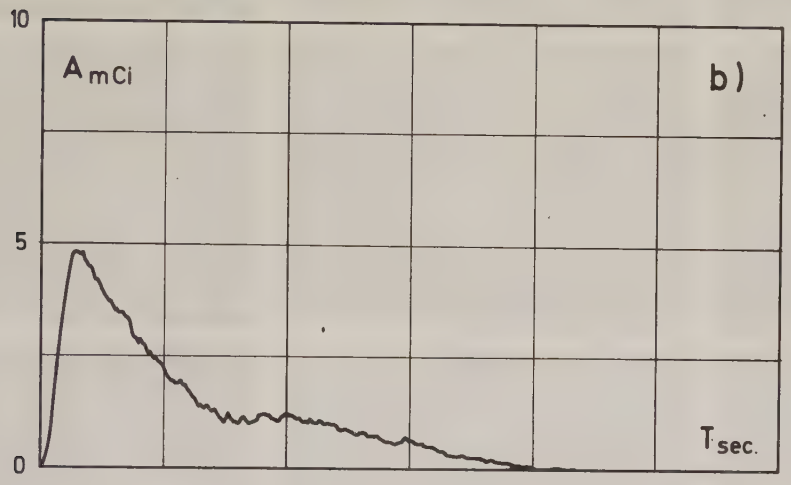


Temps de pose : 1 / 25 s

Intervalle de temps entre deux images - de 1 à 11 : 0,5 s
- de 11 à 25 : 1 s

PL. 46 Examen sur fantôme avec diffuseur





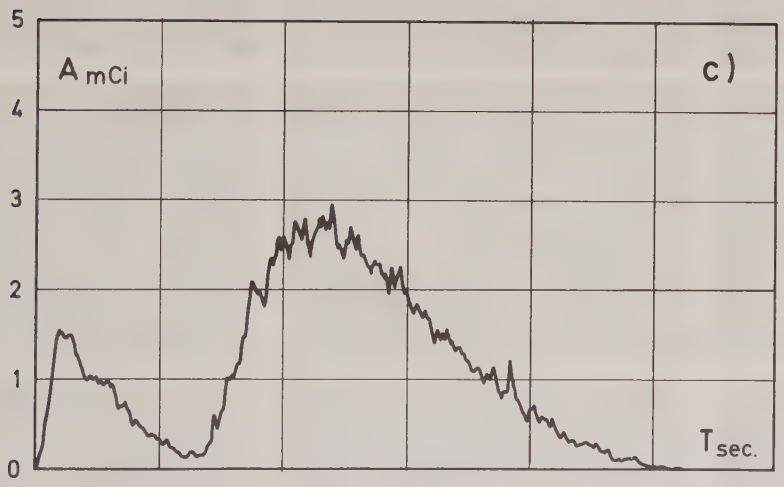
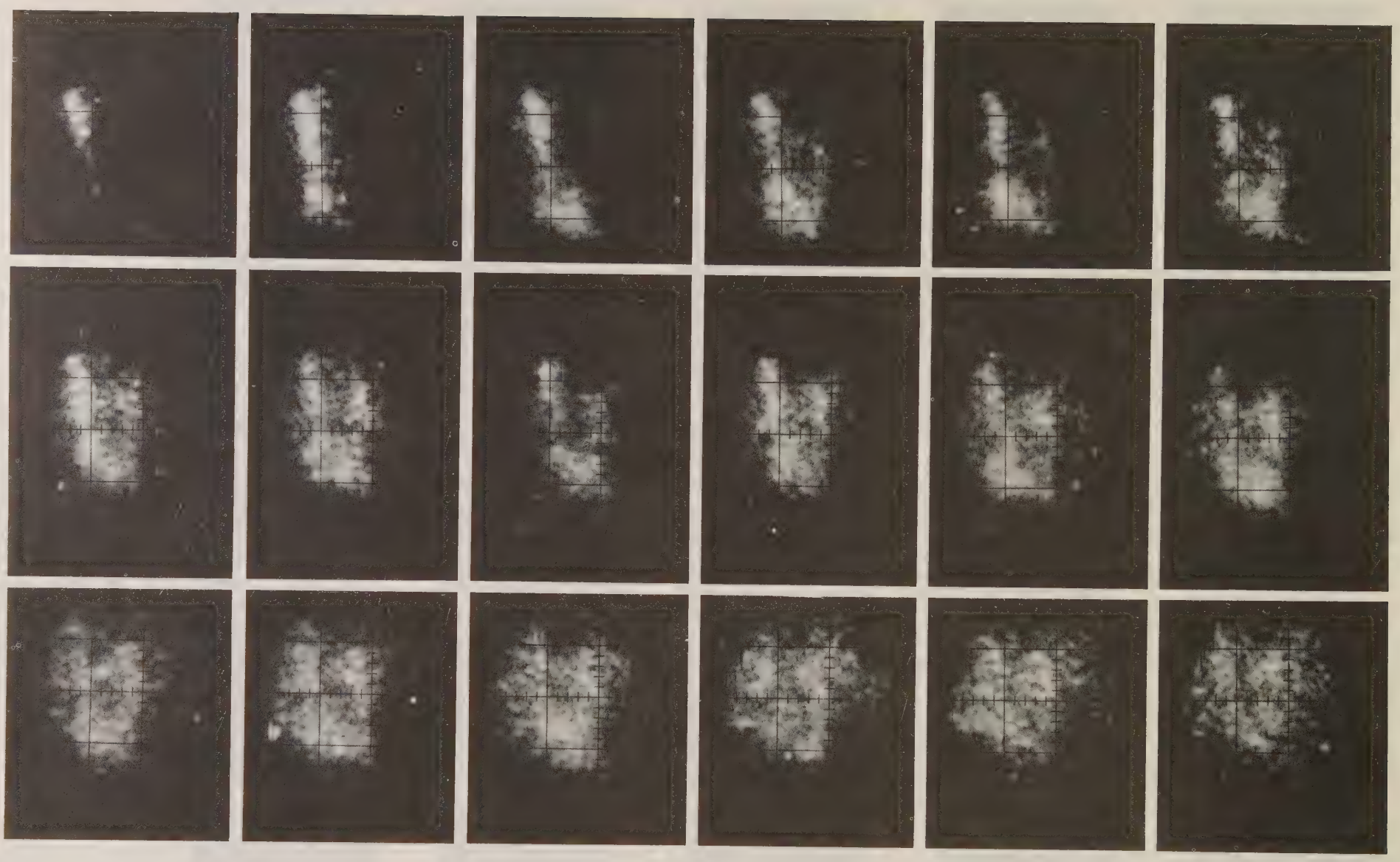


Fig. 47 _ Radiogrammes obtenus à partir de l'examen sur fantôme avec diffuseur

a) Observation du champ complet
b) Observation de la partie droite du fantôme
c) Observation de la partie gauche du fantôme



Temps de pose : 1 / 25 s - Espacement : 0,25 s

Activité injectée : 7 m Ci

Pl. 48 - Examen " in vivo "

Passage d'un embol radioactif dans les cavités cardiaques

A la relecture de la bande enregistrée, nous avons obtenu les images présentées sur la planche 48. Celles-ci sont prises en position arrêt sur image et correspondent à des poses de 1/25 s. espacées de 0,25 s.

Sur ces images, on voit très clairement l'embol radioactif, venant de la veine cave supérieure, remplir l'oreillette et le ventricule droit. Une seconde après son arrivée, on distingue déjà le départ du marqueur vers l'artère pulmonaire.

Au-delà de la quatrième seconde, on ne peut plus suivre l'évolution du traceur car celui-ci est arrivé trop dilué dans le coeur droit. A cela, plusieurs raisons liées aux conditions d'expérience :

. Ne disposant pas de solution concentrée de pertechnétate, nous avons été conduits à en injecter un volume relativement grand.

. L'injection est faite au pli du coude, dans une veine afférente à la veine cave supérieure, ce qui introduit une première diffusion de l'embol dans le trajet relativement long et ramifié qui le mène au coeur droit.

Cette diffusion est visible sur les images, en remarquant que l'arrivée du traceur s'échelonne sur environ 3 secondes.

3.5 - Perspectives d'améliorations

Le prototype que nous venons de décrire a été utilisé au Service Hospitalier Frédéric Joliot, à Orsay. A l'usage, nous nous sommes rendus compte des imperfections du système et nous allons voir les modifications que l'on pourrait apporter pour y remédier :

. Tout d'abord, et bien qu'une amélioration dans ce domaine soit difficile, on ne pourra que regretter le manque de résolution des collimateurs utilisés pour les photons de 511 keV, qui est nettement moins bonne que la résolution intrinsèque du détecteur.

. Par ailleurs, il serait souhaitable de pouvoir améliorer le contraste des images correspondant à des objets actifs placés dans un milieu diffusant. Nous allons voir comment il est possible d'améliorer la valeur du rapport signal sur bruit, ce qui rendra possible une sélection d'énergie au niveau du signal vidéo pour éliminer une grande partie du rayonnement diffusé par effet Compton.

a) Améliorations du couplage optique

- Malgré la qualité du système optique employé, seulement 4 % de la lumière émise par le premier tube est transmise à l'étage de prise de vue, dont le bruit devient alors largement prépondérant. Pour pallier cet inconvéient, deux solutions sont possibles :

. Utilisation d'une optique à miroirs, de grande ouverture. Celle-ci devrait permettre d'obtenir un facteur de transmission 5 fois supérieur à ce dont nous disposons actuellement.

. Utilisation d'un couplage par optique fibrée qui permettrait de multiplier par 10 le facteur de transmission actuel, avec comme autre avantage, d'avoir une réponse uniforme sur tout le champ couvert (compte tenu de cette remarque, il n'est pas exagéré de dire que l'amélioration serait d'un facteur compris entre 15 et 20). Cette solution est envisageable car il existe à l'heure actuelle des tubes radiologiques à sorties fibrées qui conviendraient à notre application moyennant quelques modifications (Dépôt de la photocathode sur la verrerie d'entrée et utilisation de P_{22b} comme phosphore de sortie) / 30 /.

Par ailleurs, cette solution nécessite l'utilisation d'une "galette" d'isolement placée entre les deux éléments amplificateurs pour s'affranchir de la création de flashes lumineux dus à la différence de potentiel élevée appliquée aux extrémités de l'optique. Selon les spécialistes de la Thomson Télé Industrie, cette solution n'est pas garantie et nécessite d'être testée en laboratoire.

b) Modification du balayage

En raison de la résolution spatiale intrinsèque du détecteur, il est suffisant d'utiliser 100 lignes de balayage pour analyser une image. Chaque ligne devient alors représentative d'une bande de largeur 2 mm au niveau du cristal. Ceci peut se faire en conservant la vitesse de balayage ligne, en modifiant simplement le générateur de balayages trames. Un standard 128 lignes peut être adopté. 100 lignes étant réservées à l'image et 28 lignes réservées au temps de récupération du bobinage et à la synchronisation trame. En agissant sur la valeur du courant de concentration, il est possible de défocaliser suffisamment le faisceau de lecture pour rendre tangentes deux lignes consécutives, ce qui assure la collection du maximum d'informations à chaque passage.

Actuellement l'image est analysée selon 400 lignes. Dans le nouveau standard prévu, le courant de bruit d'origine électronoptique sera multiplié par 4, ce qui sera toujours très inférieur au bruit propre du préamplificateur, lequel est indépendant du balayage. Il est donc raisonnable d'estimer à 20 % maximum l'augmentation du bruit de fond, alors que nous gagnerons un facteur très voisin de 4 sur l'amplitude du signal, soit une amélioration du rapport signal sur bruit d'un facteur compris entre 3 et 3,5 par rapport aux conditions actuelles.

- Si, pour simplifier le calcul, on admet que la répartition de la lumière se fait uniformément sur une surface circulaire, celle-ci sera lue par 3 lignes de balayage. Pour une ligne contenant un diamètre, la quantité d'informations collectées est de 40 %, avec une fluctuation de 6 %, ce qui pour un γ de 140 keV correspond à 30 électrons émis par la photocathode du tube d'entrée, avec une fluctuation statistique de 18 % (largeur à mi-hauteur de la distribution d'amplitude correspondante : 43 %). Dès lors, nous avons un moyen d'effectuer une sélection d'énergie assez précise dans la mesure où l'on combine ce système d'analyse de l'image avec une optique de couplage mieux adaptée. Cette sélection pourra se faire directement sur le signal vidéo : toute impulsion comprise dans la bande d'analyse sera remplacée par un signal calibré ; le reste du temps, la vidéo sera au niveau du noir.

c) Réduction de la bande passante

Les phénomènes visualisés étant des points lumineux, ceux-ci donnent naissance à des impulsions au niveau du signal vidéo, pour lesquelles il est superflu d'avoir une bande passante de mesure de 5 MHz.

Il conviendrait donc de réduire celle-ci pour ne conserver que les fréquences comprises entre 100 kHz et 3 MHz (limite supérieure actuelle). Il n'est pas souhaitable de réduire davantage la fréquence de coupure haute si l'on ne veut pas introduire de "traînage" qui augmenterait la largeur des impulsions.

Selon les caractéristiques de bruit du transistor d'entrée, celui-ci suit une loi en 1/F pour les fréquences inférieures à 100 kHz et devient proportionnel à la largeur de bande entre 1 et 100 MHz.

L'ajustement préconisé permettrait de gagner un facteur 2 sur le rapport signal sur bruit / 31 /.

IV - CONCLUSION

Cette étude, qui nous a conduit à la réalisation d'un prototype de Gammacaméra à amplification directe des scintillations créées par la détection des photons X ou γ dans un cristal scintillant, nous a permis de mettre en évidence un certain nombre de problèmes liés à la visualisation d'images formées de points faiblement lumineux.

Contrairement aux appareils du type "Caméra d'ANGER" où l'on restitue sur un écran la coordonnée de chaque scintillation, nous avons adopté un système utilisant des éléments électroniques amplificateurs de luminance qui a l'avantage de n'introduire aucun temps mort électronique et, de ce fait, est apte à fonctionner avec des taux de comptage élevés, ce qui le rend intéressant pour la visualisation de phénomènes rapides qui nécessitent l'intégration d'un grand nombre d'informations durant un temps de pose réduit.

Pour ce type d'appareil, l'un des paramètres essentiels est la résolution géométrique. Celle-ci est limitée, d'une part, par "l'optique" à photons X ou γ, d'autre part, par le couplage entre le cristal et la photocathode.

Pour le second point, chaque scintillation émettant sa lumière de façon isotrope, un couplage classique conduit à l'éclairement d'une surface beaucoup trop grande de photocathode. La réduction de la tache lumineuse projetée sur la photocathode a été obtenue en noircissant la face externe du cristal et en ne mettant pas de joint optique pour effectuer la liaison avec la face d'entrée du tube amplificateur. Le cône de lumière est ainsi limité par la condition de réflexion totale sur le dioptre séparant le cristal de l'air. Des mesures de la fonction d'élargissement de ligne nous ont montré que cette solution est très valable et conduit à des largeurs à mi-hauteur de 6 mm à 149 keV et 6,4 mm à 511 keV.

Une étude du dispositif de collimation a montré la difficulté qu'il y a de réaliser un collimateur idéal, lequel ne peut être qu'un compromis entre la résolution et le facteur de transmission. Pour les énergies de 140 keV la solution consiste à adopter une résolution voisine de celle du détecteur. A 511 keV il faudra admettre une perte de résolution si l'on veut conserver une valeur acceptable pour le facteur de transmission.

Le second paramètre important de cette caméra est sa sensibilité vis-à-vis d'une interaction unique dans le cristal détecteur. Or comme nous avons pu le voir, le rapport signal sur bruit se dégrade très nettement après le premier tube. Ce phénomène est essentiellement dû à la perte très importante de lumière qui existe au niveau de l'optique de couplage, malgré la sélection que nous avons faite dans le choix des objectifs. Il existe sans doute des solutions plus avantageuses qui nécessiteraient d'être étudiées.

Il faut également s'assurer de l'uniformité de cette sensibilité, c'est-à-dire voir si la réponse est identique quelle que soit la position de la source. Pour pallier ce défaut, nous avons introduit un filtre correcteur

dans la chaîne d'amplification lumineuse. La réponse qui pouvait varier initialement d'un facteur 2 a maintenant des écarts inférieurs à 25 %.

Pour l'étage final, nous avons opté pour un système télévision, lequel est d'une grande souplesse d'utilisation et permet un stockage des résultats d'examens sur bande magnétique. Le tube est un super-ésicon retenu pour son faible bruit et son grand gain.

A la relecture de la bande magnétique, l'examen peut être visualisé sur écran cathodique, avec la possibilité d'effectuer certains traitements sur le signal vidéo, tels que l'élimination des parasites à haute énergie (en particulier le rayonnement ambiant d'origine cosmique).

De même, il est possible de renforcer le contraste par l'intermédiaire d'un amplificateur non linéaire ou de digitaliser le signal vidéo ; cependant, ces deux possibilités se sont révélées être d'un faible intérêt, tout au moins pour ce qui est des examens auxquels nous avons pu participer.

Il a été mis au point, sur ce prototype, un dispositif permettant de suivre l'évolution de l'activité au niveau d'une zone d'intérêt choisie par l'opérateur. Le signal vidéo est intégré lorsqu'il correspond à la zone choisie ; on obtient ainsi un niveau continu représentatif de l'activité vue. Il est donc possible à la suite d'un examen d'obtenir : d'une part, les images, d'autre part, le radiogramme relatif à tout ou partie d'un organe.

L'appareillage étant installé au Service Hospitalier Frédéric Joliot à Orsay, nous présentons quelques images obtenues récemment au cours d'expériences sur fantôme et "in vivo". L'efficacité du circuit d'élimination des parasites à haute énergie est très bonne et la possibilité d'effectuer des poses courtes est démontrée. Nous avons également testé le système d'obtention des radiogrammes qui donne des résultats satisfaisants.

Ce type de Gammacaméra s'appliquera essentiellement aux études dynamiques effectuées avec des radioisotopes à vie courte, tels que ceux produits par les petits cyclotrons de laboratoire / 3 /.

ANNEXE

DESCRIPTION DES CIRCUITS

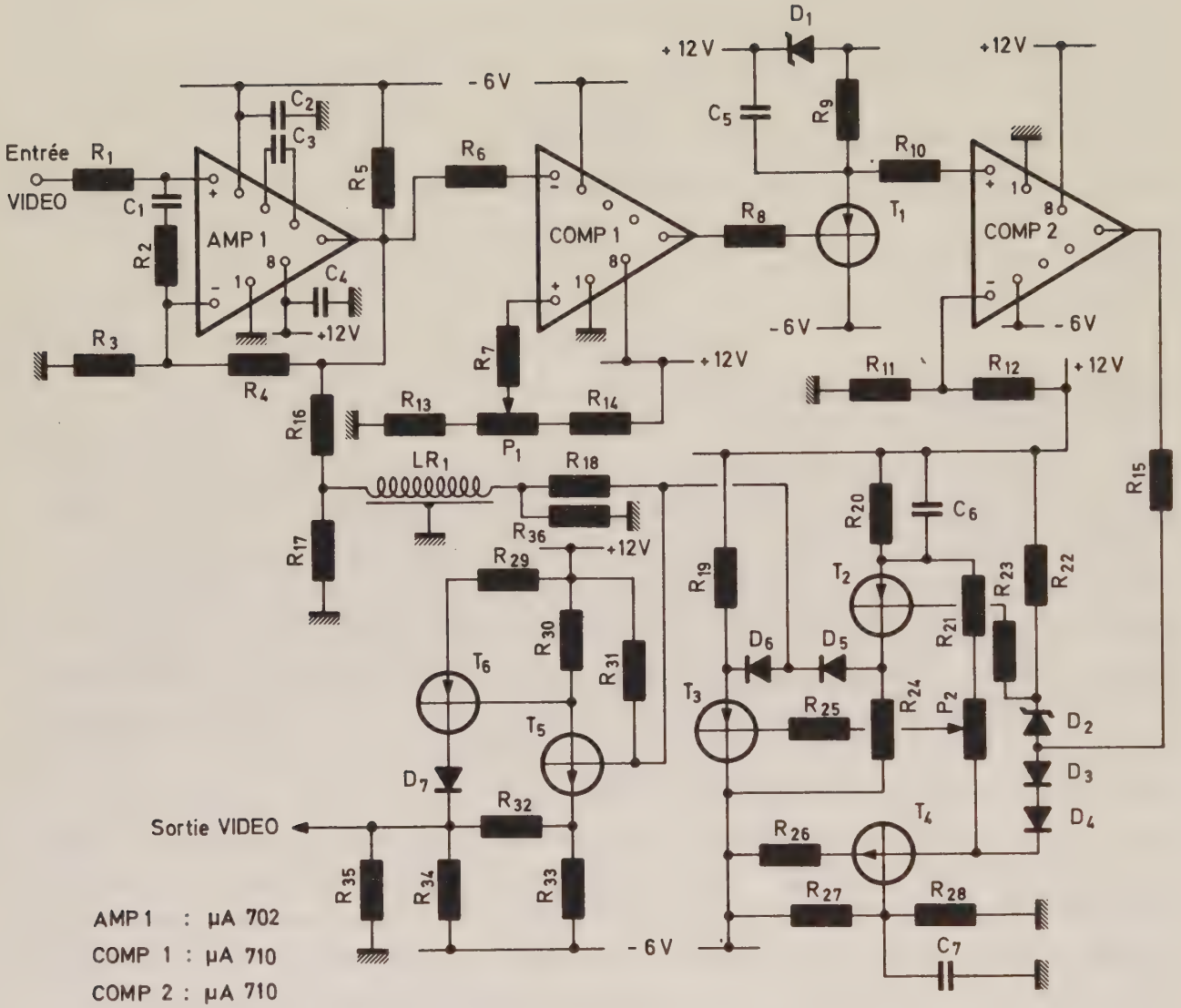
a) Circuit "anti-cosmiques" (figure 49)

Après amplification d'un facteur 5 par un amplificateur opérationnel (AMP 1), le signal vidéo est appliqué à l'entrée négative du comparateur (COMP 1) dont la seconde entrée est portée à un potentiel réglable. Lorsque le signal vidéo dépasse le potentiel affiché, ce qui révèle la présence d'une impulsion à haut niveau, le circuit délivre un échelon de tension négative de durée égale à celle du dépassement. Ce signal est recopié par le transistor T_1, excepté à la fin (front positif) où une capacité de 470 pF prolonge la durée du créneau par blocage du transistor, la base devenant plus positive que l'émetteur. Ce signal allongé de 2 μs est remis en forme par un comparateur (COMP 2) avant de commander la porte linéaire. Celle-ci reçoit un signal vidéo retardé de 1 μ s, de sorte que l'impulsion à éliminer apparaît 1 μ s après le début du blocage de la porte, et cell-ci se rouvre 1 μs après sa disparition. En régime ouvert les diodes D_5 et D_6 sont bloquées, la vidéo est transmise sans atténuation. En présence d'une impulsion de blocage, les deux transistors T_2 et T_3 conduisent et le courant passe dans les diodes. Le signal vidéo se trouve ainsi court-circuité par la faible impédance du circuit. Le niveau continu qui, lorsque la porte est ouverte, est celui du signal vidéo, devient réglable au moyen du potentiomètre P_2 lorsque la porte est fermée. Il est alors égal au niveau affiché sur P_2, augmenté de la chute de tension dans la diode émetteur base de T_3 et dans la diode D_6, toutes deux alimentées en direct, soit environ 1,5 V. Par un réglage convenable, il est ainsi possible de ramener au niveau du noir les traces trop brillantes.

Un étage d'adaptation constitué par les transistors T_5 et T_6 contreréactionné par R_{32} permet de disposer de ce signal "décosmiqué" sous une faible impédance de sortie.

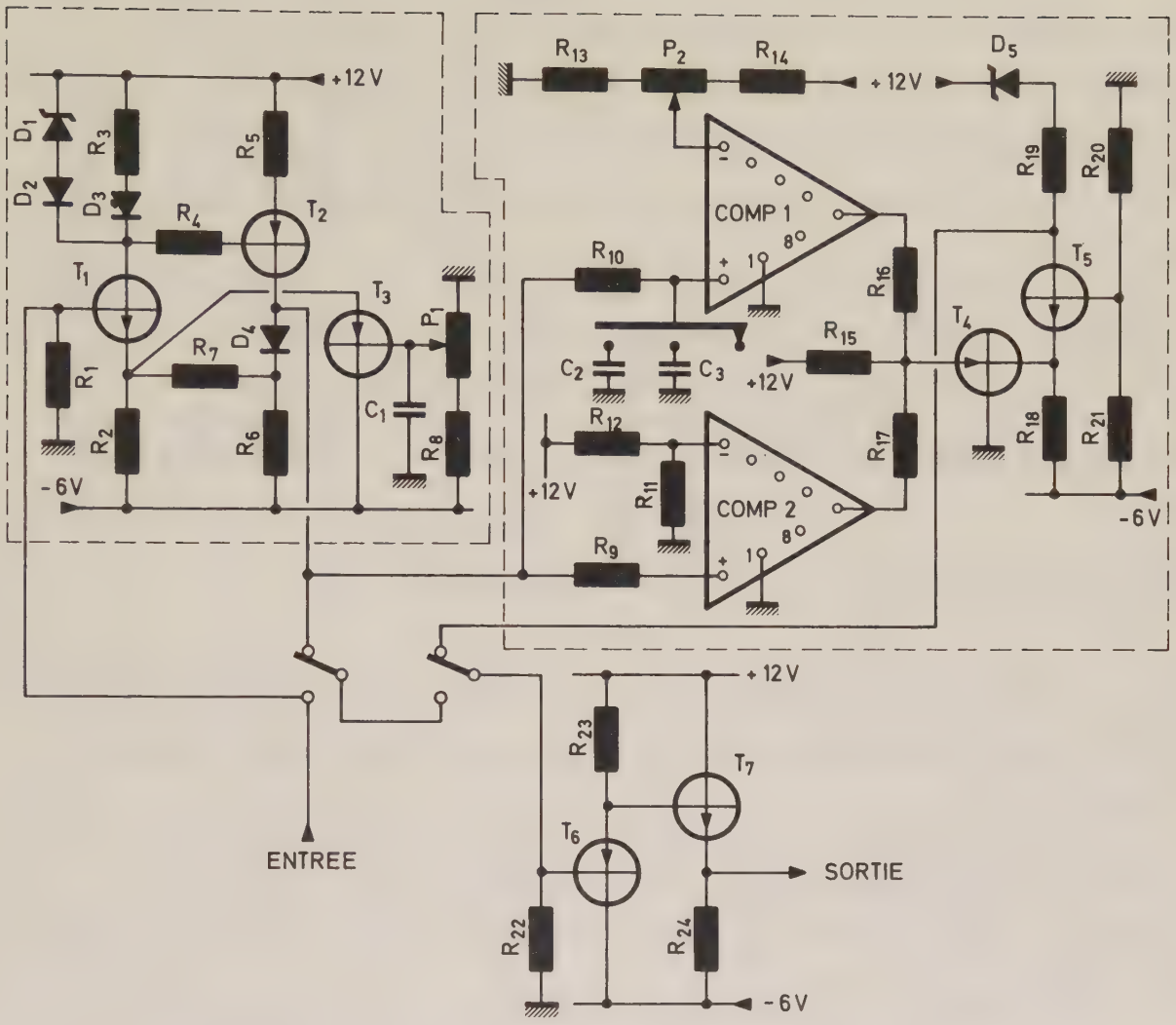
b) Circuit de renforcement du contraste (figure 50)

Ce circuit se compose essentiellement d'un amplificateur contreréactionné (T_1 - T_2). Pour des niveaux d'entrée dépassant un seuil déterminé par la position du potentiomètre P_1, le gain de l'amplificateur augmente, car le transistor T_3 devient conducteur et modifie ainsi la valeur de la contre-réaction des transistors T_1, T_2. Le choix des éléments résistifs et de la diode D_4 a permis de conserver la valeur du niveau continu entre l'entrée et la sortie. Les diodes D_1 et D_2 ont pour rôle d'écréter le signal afin de ne pas avoir en sortie d'amplitudes supérieures à 1 V (standard télévision).



R_1	2,2 kΩ	R_{11}	1,5 kΩ	R_{21}	15 kΩ	R_{31}	150 kΩ	C_5	470 pF	T_1	2N 2906
R_2	220 Ω	R_{12}	1 8 kΩ	R_{22}	2,7 kΩ	R_{32}	220 Ω	C_6	56 pF	T_2	2N 2909
R_3	2,2 kΩ	R_{13}	1,8 kΩ	R_{23}	2,2 kΩ	R_{33}	2,2 kΩ	C_7	2,2 nF	T_3	2N 2909
R_4	10 kΩ	R_{14}	4,7 kΩ	R_{24}	330 Ω	R_{34}	2,2 kΩ	D_1	Zener 6V	T_4	2N 2221
R_5	10 kΩ	R_{15}	220 Ω	R_{25}	2,2 kΩ	R_{35}	2,2 kΩ	D_2	"	T_5	2N 2221
R_6	6,8 kΩ	R_{16}	1,8 kΩ	R_{26}	1,5 kΩ	R_{36}	1 kΩ	D_3	FD 100	T_6	2N 2906
R_7	2,2 kΩ	R_{17}	2,2 kΩ	R_{27}	2,7 kΩ	C_1	1 nF	D_4	"	P_1	5 kΩ
R_8	3,3 kΩ	R_{18}	5,6 kΩ	R_{28}	4,7 kΩ	C_2	0,1 µF	D_5	"	P_2	5 kΩ
R_9	8,2 kΩ	R_{19}	820 Ω	R_{29}	1,8 kΩ	C_3	47 pF	D_6	"	LR1	ligne à retard 1 µs
R_{10}	1 kΩ	R_{20}	220 Ω	R_{30}	1,8 kΩ	C_4	0,1 µF	D_7			

Fig. 49 - Schéma détaillé du circuit "anti-cosmique"



R_1 : 10 kΩ	R_{12} : 150 kΩ	R_{23} : 12 kΩ	T_3 : 2 N 2906
R_2 : 2,2 kΩ	R_{13} : 470 Ω	R_{24} : 2,2 kΩ	T_4 : 2 N 2906
R_3 : 1,8 kΩ	R_{14} : 8,2 kΩ	P_1 : 1 kΩ	T_5 : 2 N 2221
R_4 : 220 Ω	R_{15} : 3,3 kΩ	P_2 : 1 kΩ	T_6 : 2 N 2906
R_5 : 1,8 kΩ	R_{16} : 4,7 kΩ	D_1 : Zener 9 V	T_7 : 2 N 2221
R_6 : 2,2 kΩ	R_{17} : 10 kΩ	D_2 : FD 100	C_1 : 0,22 µF
R_7 : 470 Ω	R_{18} : 470 Ω	D_3 : FD 100	C_2 : 100 pF
R_8 : 4,7 kΩ	R_{19} : 1 kΩ	D_4 : FD 100	C_3 : 220 pF
R_9 : 1,5 kΩ	R_{20} : 2,2 kΩ	D_5 : Zener 9 V	COMP 1 : µA 710
R_{10} : 1,5 kΩ	R_{21} : 3,9 kΩ	T_1 : 2 N 2221	COMP 2 : µA 710
R_{11} : 2,2 kΩ	R_{22} : 56 kΩ	T_2 : 2 N 2906	

Fig. 50 – Schéma détaillé des circuits de renforcement du contraste et de digitalisation

c) Circuit de digitalisation du signal vidéo

Situé après le circuit de contraste, celui-ci fonctionne en "tout ou rien". Il comporte un étage comparateur (COMP 1) à niveau réglable par le potentiomètre P_2. Toute impulsion dépassant le seuil affiché est convertie en une impulsion logique dont la durée correspond au temps de dépassement du seuil. Il est possible d'intégrer légèrement la vidéo par le réseau R_{10}, C_2 ou C_3 (θ = 0,15 ou 0,3 μs) pour diminuer l'influence du bruit dans le cas d'amplitudes voisines du seuil.

Un second comparateur (COMP 2) est monté de telle sorte qu'il régénère les signaux de synchronisation de la vidéo.

Les différents signaux (vidéo digitalisée et tops de synchronisation) sont additionnés sur l'émetteur d'un transistor (T_4), T_5 servant à effectuer un décalage du niveau continu. Une résistance de 3,3 kΩ (R_{15}) injectant un courant continu dans T_4 ajuste le décalage de tension pour obtenir un signal standard.

Une sortie à basse impédance est obtenue à l'aide des transistors T_6 et T_7, montés en double émetteur suiveur. L'utilisation d'un PNP suivie d'un NPN n'introduit qu'un très faible décalage du niveau continu.

d) Etage d'adaptation du magnétoscope

La sortie vidéo du magnétoscope se faisant avec une capacité, il est nécessaire d'interposer un étage d'adaptation pour la liaison avec nos circuits prévus pour un signal vidéo dont les synchronisations sont référées au niveau 0, car une liaison capacitive introduit des fluctuations de la ligne de base liées aux variations du niveau moyen de la vidéo.

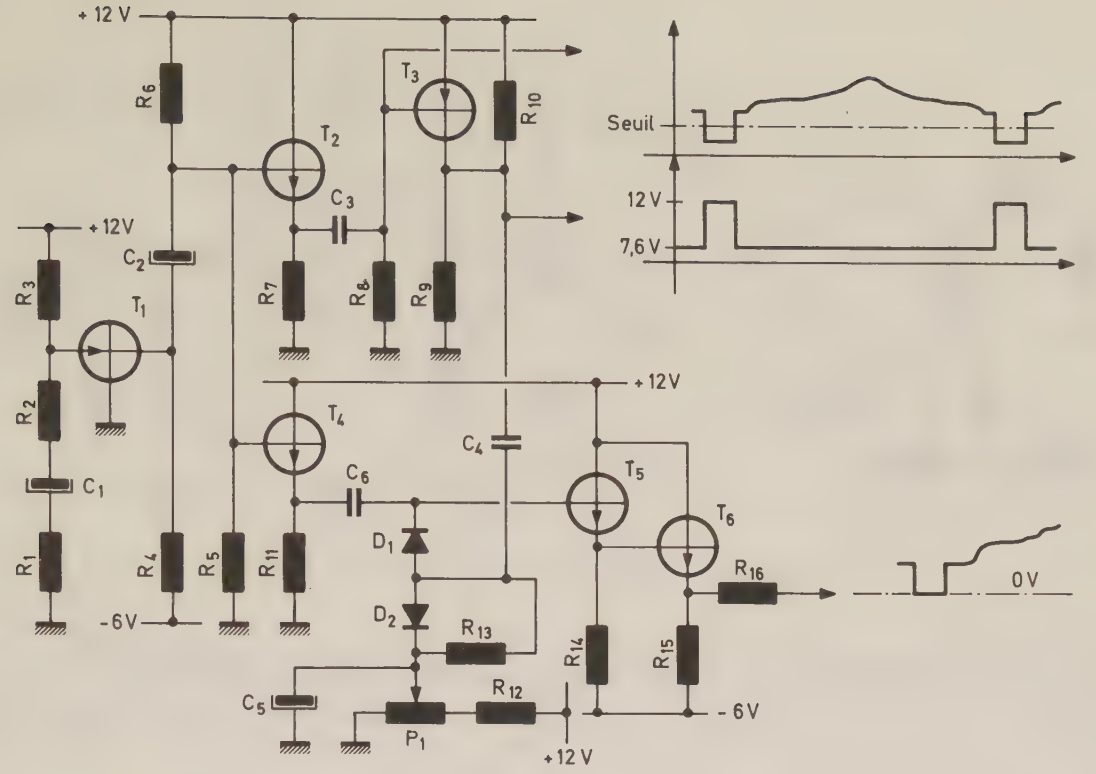
Représenté figure 51 le principe de ce circuit est le suivant. Le signal étant transmis par une capacité, on restitue à celle-ci à la fin de chaque ligne la quantité de charges qu'elle a perdue. Ainsi chaque top de synchronisation est ramené à un potentiel fixe réglable, de façon à pouvoir obtenir la référence à 0 en sortie de l'étage d'adaptation.

Amplifié d'un facteur 2 par le transistor T_1, le signal vidéo est appliqué à un étage de séparation des tops de synchronisation (T_2, T_3) d'une part, à l'étage de restitution (D_1, D_2, T_4) d'autre part.

Pour l'obtention des signaux de synchronisation, la vidéo est transmise par la capacité C_3 sur la base du transistor T_3. En se chargeant durant les parties négatives du signal vidéo au travers de la diode émetteur base de T_3, la capacité C_3 maintient ce dernier bloqué durant le reste du temps, de sorte que seuls les signaux de synchronisation sont amplifiés. La constante de temps $R_8 C_3$ est choisie de telle sorte que le signal vidéo soit suffisamment différencié pour que chaque signal de synchronisation amène T_3 à saturation.

Ces signaux appliqués aux diodes D_1 et D_2 les rendent conductrices et les chutes de tension dans chacune d'elles étant égales, le potentiel de la cathode de D_1 devient égal à celui de la cathode de D_2, lequel est réglable et stabilisé par C_5. Après cette opération d'alignement, la capacité C_6 qui transmet la vidéo a acquis une charge telle que l'armature commune avec D_1 est au potentiel imposé par P_1. Redevenant à haute impédance (D_1 bloquée), C_6 ne perd pratiquement pas la charge acquise pendant la durée de la ligne suivante.

Un double émetteur suiveur (T_5, T_6) permet de disposer de ce signal sous une faible impédance de sortie.



R_1	82 Ω	R_9	8,2 kΩ	P_1	2,2 kΩ	D_2	FD 100
R_2	220 Ω	R_{10}	4,7 kΩ	C_1	100 µF	T_1	2N 2221
R_3	2,2 kΩ	R_{11}	2,2 kΩ	C_2	150 µF	T_2	2N 2221
R_4	470 Ω	R_{12}	10 kΩ	C_3	4,7 µF	T_3	2N 2906
R_5	15 kΩ	R_{13}	68 kΩ	C_4	0,1 µF	T_4	2N 2221
R_6	15 kΩ	R_{14}	4,7 kΩ	C_5	100 µF	T_5	2N 2221
R_7	1,5 kΩ	R_{15}	2,2 kΩ	C_6	0,1 µF	T_6	2N 2221
R_8	330 kΩ	R_{16}	47 Ω	D_1	FD 100		

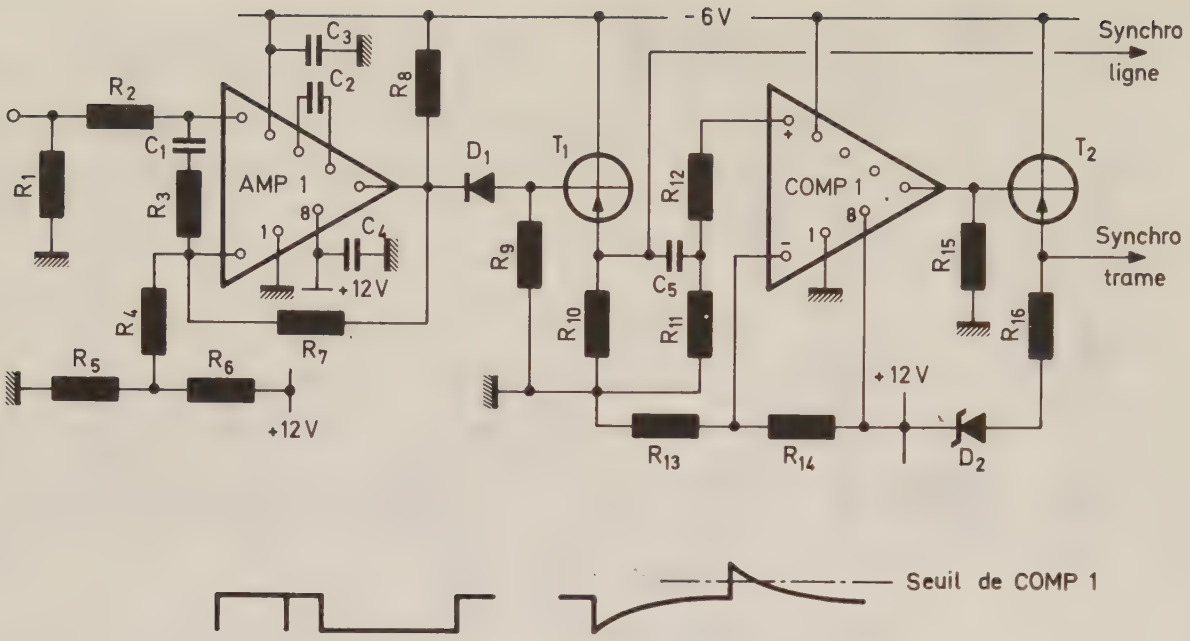
Fig. 51 - Circuit de restitution de la ligne de base

e) Circuits de commande du tube cathodique

- Séparation des signaux de synchronisation (figure 52)

Après une amplification de 20 dB (AMP 1), le signal vidéo est écrêté par la diode D_1 polarisée de telle sorte qu'elle ne laisse passer que les signaux de synchronisation qui sont utilisables après l'adaptation d'impédance effectuée par le transistor T_1 .

Il faut maintenant séparer les synchronisations trames, lesquelles ont une durée de 140 μs, celles de ligne n'ayant qu'une durée de 5 μs. Différenciés par le réseau C_5 , R_{11} , les signaux trames sont modifiés (voir figure). La discrimination se fait par le comparateur COMP 1 polarisé par R_{13} , R_{14}. Insensible aux signaux lignes qui ne sont pas affectés par la différentiation, celui-ci bascule à chaque signal trame pour une durée égale au temps de dépassement du seuil.



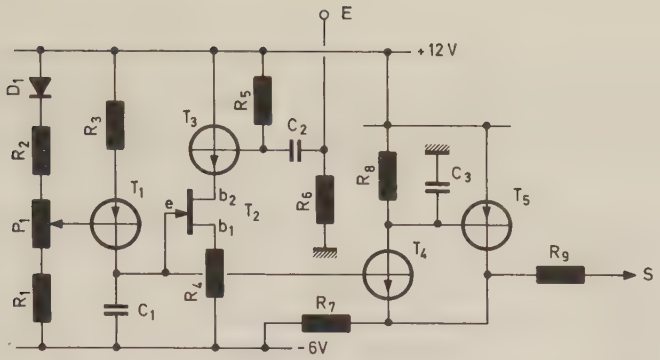
R_1	75 Ω	R_8	8,2 kΩ	R_{15}	4,7 kΩ	D_1	FD 100
R_2	1 kΩ	R_9	10 kΩ	R_{16}	2,2 kΩ	D_2	Zener 6V
R_3	220 Ω	R_{10}	1 kΩ	C_1	1 nF	T_1	2N 2906
R_4	560 Ω	R_{11}	10 kΩ	C_2	47 pF	T_2	2N 2906
R_5	560 Ω	R_{12}	1 kΩ	C_3	0,1 uF	AMP 1	µA 702
R_6	22 kΩ	R_{13}	1,5 kΩ	C_4	0,1 µF	COMP 1	µA 710
R_7	10 kΩ	R_{14}	18 kΩ	C_5	2,2 nF		

Fig . 52 _ Circuit de séparation des tops de Synchros

- Générateurs de balayage (figure 53)

Un courant constant de valeur réglable par P_1 est généré par le transistor T_1 pour charger la capacité C_1 . La tension à ses bornes est ainsi une fonction linéaire du temps. Périodiquement, le transistor uni-jonction T_2 décharge cette capacité. En effet, celui-ci a la propriété d'assurer un court-circuit entre sa base 1 et son émetteur lorsque la tension de celui-ci atteint une fraction η de la tension appliquée entre b_1 et b_2 . La synchronisation est assurée par T_3 , qui, recevant les signaux de synchronisation et alimentant b_2 , permet le déclenchement de T_2 à chaque ligne (ou trame selon le cas).

La pente de ce signal de balayage dépend de C_1 et du courant fourni par T_1 . Pour le balayage ligne nous avons pris C = 12 nF et C = 6,6 μF pour le balayage trame. L'ajustement de la fréquence est réalisé par le potentiomètre P_1 qui fait varier la valeur du courant de charge entre 1 et 2 mA.



R_1	: 10 kΩ	R_6	: 220 kΩ	D_1	: FD 100		T_1	: 2N 2906
R_2	: 1 kΩ	R_7	: 1,8 kΩ	C_1	: balayage ligne	: 12,2 nF	T_2	: 2N 1671
R_3	: 1 kΩ	R_8	: 820 Ω		balayage trame	: 6,6 µF	T_3	: 2N 2221
R_4	: 27 Ω	R_9	: 47 Ω	C_2	: 1 nF		T_4	: 2N 2221
R_5	: 27 kΩ	P_1	: 1 kΩ	C_3	: 680 pF		T_5	: 2N 2906

Fig. 53 _ Schéma des générateurs de balayages

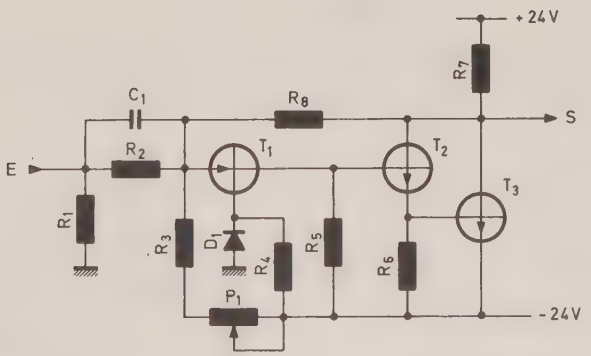
La tension de balayage est recopiée par un étage à faible impédance de sortie avant d'être appliquée aux amplificateurs horizontaux et verticaux d'un oscilloscope.

- Remarque

En l'absence de vidéo, les générateurs fonctionnent en relaxation assurant ainsi un balayage permanent de l'écran.

- Amplificateur vidéo (figure 54)

Tout d'abors, il est nécessaire de posséder un tube cathodique dont l'électrode de commande du faisceau (cathode ou Wehnelt) soit accessible en continu. Pour des raisons de commodité, nous avons utilisé un oscilloscope du type 454 de chez Tektronix, bien qu'il existe des unités de visualisation qui seraient mieux adaptées (Tektronix 601 ou 602).



R_1	: 4,7 kΩ	R_5	: 10 kΩ	P_1	: 50 kΩ		T_2	: 2N 2221
R_2	: 470 Ω	R_6	: 10 kΩ	D_1	: FD 100		T_3	: 2N 1565
R_3	: 10 kΩ	R_7	: 820 Ω	C_1	: 220 pF			
R_4	: 22 kΩ	R_8	: 22 kΩ	T_1	: 2N 2909			

Fig. 54 _ Schéma de l'ampli VIDEO

Pour cette fonction, nous avons adopté une structure amplificatrice à 3 transistors contre-réactionnée par R_8. T_3, transistor de sortie est un 2 N 1565 choisi pour sa tenue en tension et sa bande passante. En effet, le montage fournit jusqu'à 45 V sur une charge de 820 Ω (R_7). Le gain de l'ensemble est de 32 dB avec une bande passante de 3 MHz.

Le niveau continu de sortie est ajusté à l'aide du rhéostat P_1 permettant d'injecter un courant continu à l'entrée de l'amplificateur.

La sortie de cet étage, lié en continu avec la cathode du tube d'observation, permet la modulation du faisceau reproduisant l'image.

f) Enregistrement des courbes d'activité

f.1) Sélection de zone (figure 55)

Pour définir chaque zone, nous utilisons 4 univibrateurs dont les signaux de sortie ont une durée réglable. Examinons le fonctionnement sur une ligne. Déclenché par la synchronisation ligne, un créneau est généré par U_1. Le front arrière de ce créneau, représentatif du début de la zone d'intérêt au niveau de la ligne, déclenche le générateur U_2. Celui-ci délivre un créneau dont la longueur représente la longueur de la zone d'intérêt.

D'un fonctionnement identique, mais synchronisé sur les trames, deux autres générateurs (U_3 et U_4) définissent le nombre et l'emplacement des lignes qu'il faudra prendre en compte.

Après inversion et réduction d'amplitude par les transistors T_1 et T_2, les signaux lignes et trames sont envoyés sur une porte "ET" qui donnera un signal correspondant aux coïncidences entre U_2 et U_4, c'est-à-dire aux passages de la vidéo dans la zone d'intérêt.

Une seconde zone est définie de façon identique par U_5, U_6, U_7, U_8, T_3, T_4, CI_2. Un interrupteur associé à deux portes "NON OU" permet l'utilisation, soit d'une seule zone, soit de la somme des deux (celles-ci pouvant fort bien se recouper).

Tous les univibrateurs sont de même type ; la durée du créneau est réglable par le potentiomètre P_3 qui fixe le seuil de déblocage du transistor T_5, lequel se bloque lorsque l'on applique une impulsion de commande sur T_6.

Cette durée de blocage dépend également de C_{12}, laquelle se décharge dans R_{27} avec une constante de temps : $C_{12} \times R_{27}$. L'adoption d'une valeur pour C_{12} fixe la gamme de variation, cette variation étant obtenue par P_3.

Ce type d'univibrateur est très intéressant car son temps de travail peut dépasser 10 fois le temps de repos, et par ailleurs il permet d'obtenir une plage de réglage supérieure à 10. Sur une seule gamme de réglage, il sera donc possible d'obtenir des tailles maximales supérieures au champ d'observation et des tailles minimales de quelques dizaines de lignes.

f.2) Circuit d'intégration (figures 56, 57)

Sur la figure 56 nous avons représenté la porte linéaire ainsi que le circuit d'adaptation permettant d'attaquer l'intégrateur représenté figure 57.

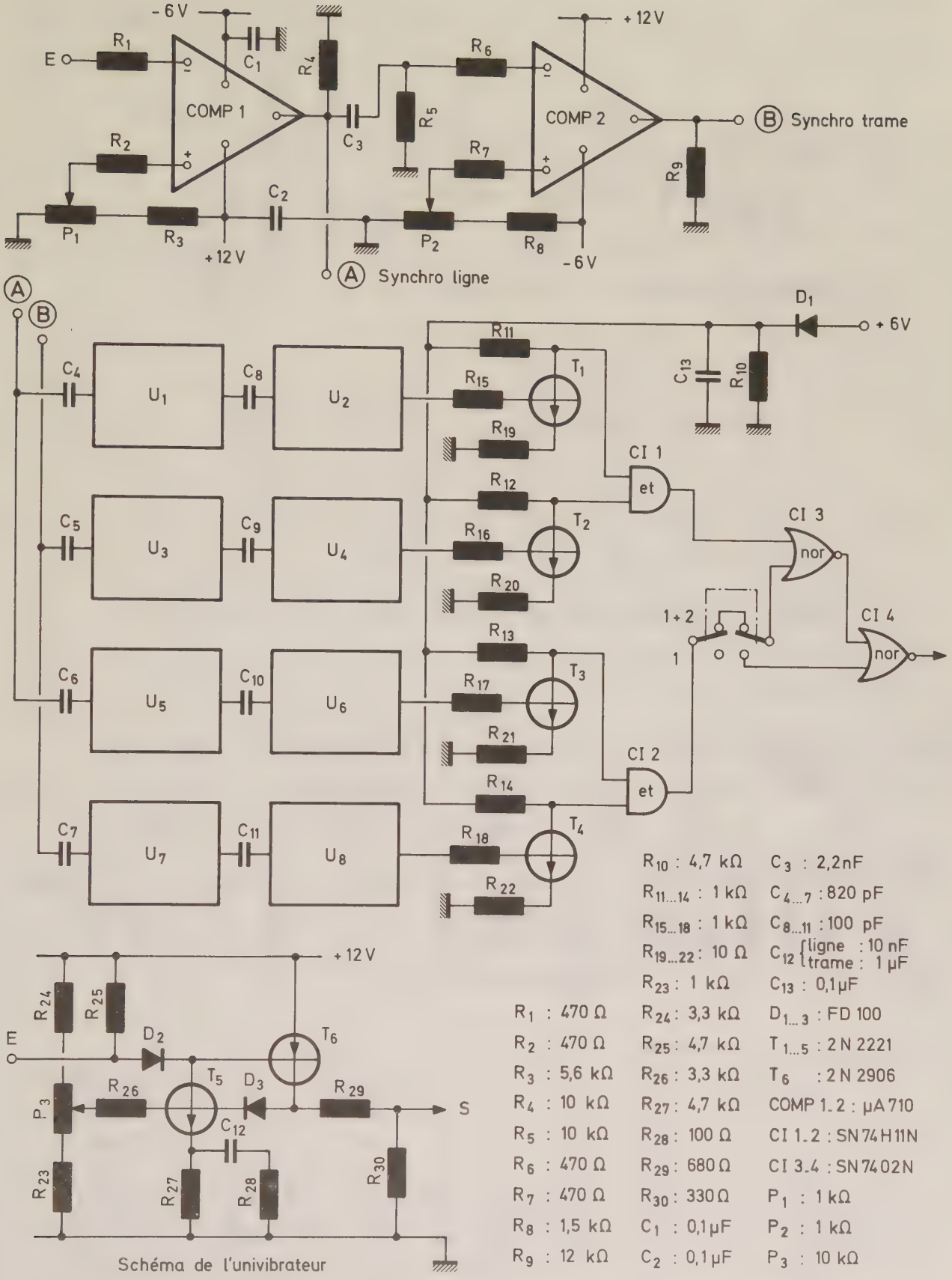
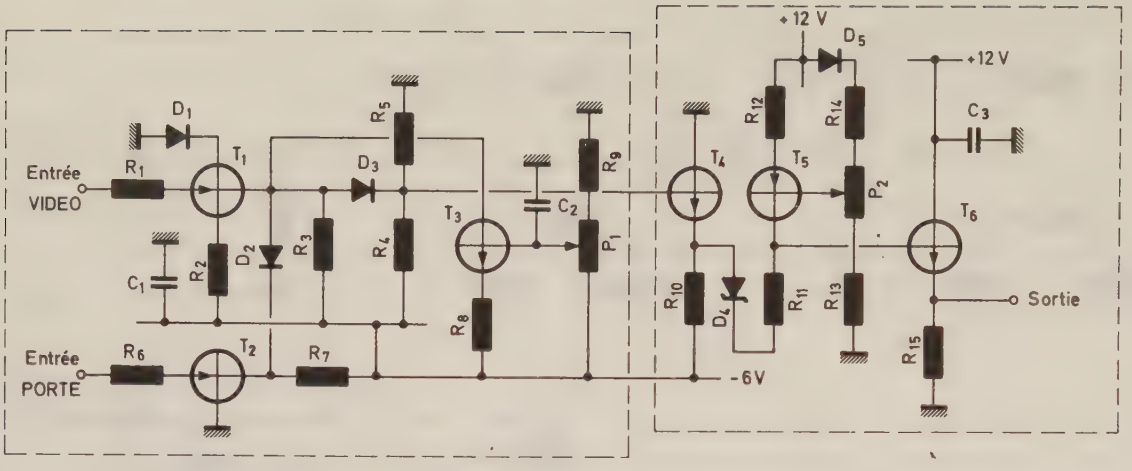


Schéma de l'univibrateur

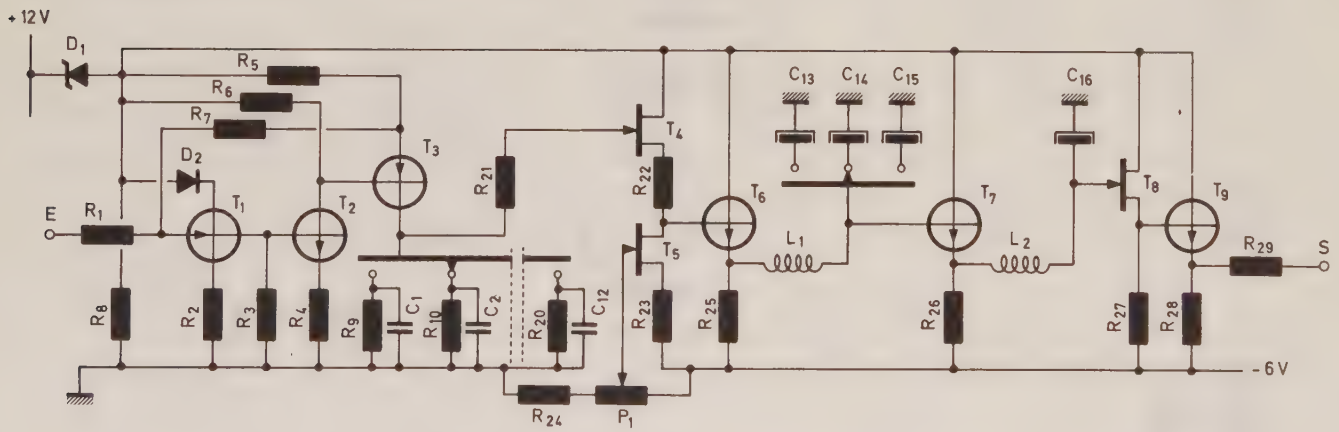
R_1	470 Ω	R_{24}	3,3 kΩ	R_{10}	4,7 kΩ
R_2	470 Ω	R_{25}	4,7 kΩ	$R_{11...14}$	1 kΩ
R_3	5,6 kΩ	R_{26}	3,3 kΩ	$R_{15...18}$	1 kΩ
R_4	10 kΩ	R_{27}	4,7 kΩ	$R_{19...22}$	10 Ω
R_5	10 kΩ	R_{28}	100 Ω	R_{23}	1 kΩ
R_6	470 Ω	R_{29}	680 Ω	C_1	0,1 µF
R_7	470 Ω	R_{30}	330 Ω	C_2	0,1 µF
R_8	1,5 kΩ	C_3	2,2 nF	$C_{4...7}$	820 pF
R_9	12 kΩ	$C_{8...11}$	100 pF	C_{12}	ligne : 10 nF trame : 1 µF
C_{13}	0,1 µF	$D_{1...3}$	FD 100	$T_{1...5}$	2 N 2221
T_6	2 N 2906	COMP 1..2	µA 710	CI 1..2	SN 74 H 11 N
CI 3..4	SN 7402 N	P_1	1 kΩ	P_2	1 kΩ
P_3	10 kΩ				

Fig. 55 _ Circuit de sélection de zone



R_1	470 Ω	R_8	1 kΩ	R_{15}	2,7 kΩ	D_4	Zener 6 V
R_2	5,6 kΩ	R_9	4,7 kΩ	P_1	4,7 kΩ	D_5	FD 100
R_3	10 kΩ	R_{10}	1 kΩ	P_2	1 kΩ	$T_1 T_2$	2 N 2906
R_4	1 kΩ	R_{11}	2,2 kΩ	C_1	0,1 µF	$T_3 T_4$	2 N 2221
R_5	1 kΩ	R_{12}	1 kΩ	C_2	0,47 µF	T_5	2 N 2906
R_6	220 Ω	R_{13}	6,8 kΩ	C_3	0,1 µF	T_6	2 N 2221
R_7	470 Ω	R_{14}	1 kΩ	$D_1 D_2 D_3$	FD 100		

Fig. 56 - Porte linéaire pour signaux Vidéo et circuit d'adaptation



R_1	1 kΩ	R_{23}	1 kΩ	C_2	22 nF	C_7	1 µF	C_{12}	50 µF	T_1	2N 2906
R_2	6,8 kΩ	R_{24}	1 kΩ	R_{11}	200 kΩ	R_{16}	5 kΩ	C_{13}	10 µF	T_2	2N 2221
R_3	12 kΩ	R_{25}	5,6 kΩ	C_3	47 nF	C_8	2 µF	C_{14}	47 µF	T_3	2N 2906
R_4	1 kΩ	R_{26}	5,6 kΩ	R_{12}	100 kΩ	R_{17}	2 kΩ	C_{15}	100 µF	T_4	IT 108
R_5	100 Ω	R_{27}	5,6 kΩ	C_4	0,1 µF	C_9	5 µF	C_{16}	10 µF	T_5	IT 108
R_6	12 kΩ	R_{28}	5,6 kΩ	R_{13}	50 kΩ	R_{18}	1 kΩ	L_1	1 Hy	T_6	2N 2221
R_7	2,2 kΩ	R_{29}	100 Ω	C_5	0,2 µF	C_{10}	10 µF	L_2	1 Hy	T_7	2N 2221
R_8	5,6 kΩ	R_9	1 MΩ	R_{14}	20 kΩ	R_{19}	500 Ω	P_1	5,6 kΩ	T_8	IT 108
R_{21}	100 kΩ	C_1	10 nF	C_6	0,47 µF	C_{11}	22 µF	D_1	Zener 6V	T_9	2N 2221
R_{22}	560 Ω	R_{10}	500 kΩ	R_{15}	10 kΩ	R_{20}	200 Ω	D_2	FD 100		

Fig. 57 - Intégrateur et circuits de filtrage

En l'absence de signal d'ouverture de porte, le transistor T_1 a un gain de 1, sa charge de collecteur étant R_7 en série avec D_2 polarisée en direct. Lorsque l'entrée porte est alimentée, le potentiel aux bornes de R_7 monte de 10 V environ et bloque D_2. T_1 se retrouve alors chargé par D_3, R_4 et R_5. Son gain est toujours de 1.

Le transistor T_3 monté en générateur de courant constant introduit un décalage du niveau continu sur le collecteur de T_1. Nous avons ainsi un seuil réglable par P_1 en-dessous duquel le signal vidéo ne peut franchir la diode D_3. Cet ensemble étant réalisé à partir de générateurs de courants, la caractéristique de la diode n'altère nullement la forme du signal transmis. Pour un réglage correct, le seuil est placé au niveau du noir, ce qui permet de ne transmettre que l'information image.

A la sortie de cet étage, le niveau continu est de - 3 V. Il est nécessaire d'effectuer une adaptation avec l'intégrateur dont le niveau d'entrée est de 6 V, ceci afin de conserver une liaison continue. Ce décalage est obtenu à l'aide de D_4 (Zener 6 V) suivie de R_{11} dans lesquelles on fait passer un courant constant ajustable par P_2. En continu, nous avons une chute de tension dans R_{11} que l'on ne retrouve pas en alternatif (impédance de sortie très grande sur le collecteur de T_5), ce qui permet d'ajuster le décalage du niveau continu de la vidéo, sans l'atténuer pour autant.

L'intégrateur se compose essentiellement d'un amplificateur à liaison continue contre-réactionné par R_7. Le gain est de 2, la tension de sortie apparaît aux bornes de R_5. Cette tension étant due au courant traversant T_3 et celui-ci ayant un gain en courant suffisamment grand pour que l'on puisse négliger I_B, son courant collecteur est directement proportionnel à la tension de son émetteur, c'est-à-dire au signal à intégrer.

L'intégration se fait sur une capacité ; une résistance placée en parallèle définit la constante de temps d'intégration et la sensibilité. Un commutateur permet de choisir l'une de ces cellules, selon la sensibilité requise, laquelle est directement proportionnelle à R et ne dépend pas de C. Toutes les constantes de temps sont égales à 10 ms.

La tension aux bornes de la cellule RC, représentative de l'activité de la zone d'intérêt, est recopiée par les transistors T_4 - T_6 lesquels introduisent un décalage de niveau continu, réglable par le potentiomètre P_1, ce qui permet de régler le 0 de l'appareil lorsqu'aucun signal n'est présent à l'entrée.

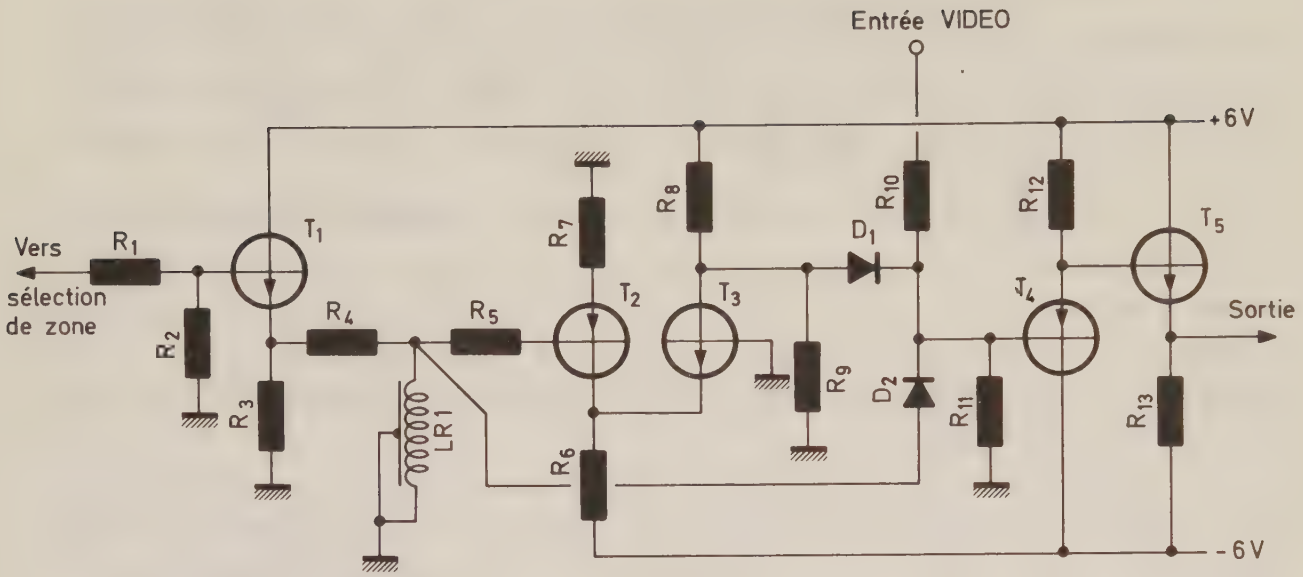
Cependant, il subsiste des fluctuations dues au fait que la vidéo apparaît sous forme de trains d'impulsions, le temps séparant deux trains étant égal à la durée d'une trame. Afin d'éliminer ces fluctuations, nous avons disposé deux cellules L. C. couplées entre elles par un émetteur suiveur (T_7).

L'avantage de ce genre de filtre est de procurer une coupure franche des hautes fréquences (ici pour $f > 30$ Hz), ce qui permet une bonne réjection de la fréquence trame (50 Hz) tout en gardant une bonne fidélité de la réponse pour des variations d'activité entre deux images successives ($f = 25$ Hz).

Le circuit de sortie est un étage classique à deux émetteurs suiveurs permettant d'attaquer un enregistreur potentiométrique.

f.3) Marqueur (figure 58)

En sortie du circuit de sélection de zone, nous disposons d'un signal logique dont le niveau haut correspond aux instants de passage de la vidéo dans la zone d'intérêt. Ce signal, recopié par l'émetteur suiveur T_1, est mis en forme par une ligne à retard court-circuitée qui fournit un créneau de 0,1 μs à chaque transition du signal logique.



R_1	: 100 Ω	R_7	: 22 Ω	R_{13}	: 2,2 kΩ	T_4	: 2 N 2906
R_2	: 1 kΩ	R_8	: 1 kΩ	D_1	: FD 100	T_5	: 2 N 2221
R_3	: 47 Ω	R_9	: 330 Ω	D_2	: FD 100	LR 1	: ligne à retard 47 nS
R_4	: 180 Ω	R_{10}	: 4,7 kΩ	T_1	: 2 N 2221		
R_5	: 1 kΩ	R_{11}	: 47 kΩ	T_2	: 2 N 2906		
R_6	: 2,7 kΩ	R_{12}	: 3,9 kΩ	T_3	: 2 N 2221		

Fig. 58 - Schéma du marqueur

La transition (0 ⟶ 1) fournit un créneau positif directement utilisable. Celui-ci est transmis par D_2. La transition (1 ⟶ 0) qui marque la fin de la zone fournit un créneau négatif que l'on inverse par T_2 T_3 avant de le transmettre par D_1. Ces signaux de début et de fin de zone sont additionnés sur R_{11} au signal vidéo, puis cette vidéo marquée est recopiée par les transistors T_4 et T_5 afin de pouvoir en disposer sous une faible impédance de sortie.

BIBLIOGRAPHIE

/ 1 / P. de VERNEJOUL
Etude de la dynamique cardio-pulmonaire par détection externe au moyen des radioisotopes.
Les Isotopes (1968).

/ 2 / E.J. STERNGLASS and E.L. KELLER
High-resolution Electronic Gamma ray Imaging.
Advances in dynamic Radioactive Scanning, Edited by Y. WANG.

/ 3 / M. DOUIS et N. FALCONI
Utilisation des radioéléments de période courte dans le diagnostic "In Vivo".
C.E.A. Bulletin d'Information Scientifique et Technique, n° 147, Avril 1970.

/ 4 / J.R. MALLARD
Medical Radioisotope Visualization (A review of "Scanning").
International Journal of Applied Radiation and Isotopes, 1966, vol. 17.

/ 5 / P.P. MORIN et A. DESGREZ
Influence de la diffusion Compton sur la résolution en scintigraphie.
Annales de Radiologie, 1968, 11, n° 1-2.

/ 6 / M.M. TER-POGOSSIAN
An Image tube scintillation camera for use with Radioactive Isotope Emitting low Energy Photons.
Radiology, Mars 1966.

/ 7 / G. ALLARD
La fonction de transfert de modulation appliquée aux détecteurs en médecine nucléaire.
Mémoire CNAM, Rapport C.E.A. R-4271 (Février 1972).

/ 8 / N.G. TROTT
Mechanical Scanning Systems. Rapporteur Report Radioactive Isotopes in the localization of tumours. London, September 1967.

/ 9 / N.F. MOODY, W. PAUL, M.L.G. JOY
A survey of Medical Gamma Ray Cameras.
Proceedings of the IEEE, vol. 58, n° 2, February 1970.

/ 10 / A. LANSIART, J. LEQUAIS, G. ROUX, J.P. MORUCCI et J.C. GAUCHER
Détecteur stationnaire à gaz et nouveau type de gammascope.
Medical Radioisotope Scintigraphy, Salzburg, 1968 (IAEA).

/ 11 / A. LANSIART, G. ROUX, J.C. GAUCHER, J. LEQUAIS
Gammacaméras à amplificateurs d'image.
Colloque sur les applications au domaine biomédical des méthodes et technologies de l'électronique, Grenoble, Septembre 1971.

/ 12 / M.A. BENDER
Tumour, localization with the digital autofluoroscope.
Radioactive isotopes in the localization of tumours, London, September 1967.

/ 13 / M.A. BENDER and BLAU
The Autofluoroscope.
Nucleonics, Vol. 21, October 1963.

/ 14 / J.R. MALLARD and R.J. WILKS
The aber Gammascope : an Image intensifier Gamma camera.
Medical Radioisotope Scintigraphy, Salzburg, 1968, IAEA, Vienne (1969).

/ 15 / R.K. MORTIMER, H.O. ANGER, C.A. TOBIAS
The Gamma ray Pinhole Camera and Image Amplifier.
Rep. N, UCRL 2524 (1954).

/ 16 / C. KELLERSHOHN, P. PELLERIN
Sur la possibilité d'utiliser un tube amplificateur d'image pour mettre en évidence la localisation et distribution d'un corps radioactif.
C.R. Soc. Biol., Paris, 149, 533 (1955).

/ 17 / C. KELLERSHOHN and A. LANSIART
Spark chambers and image intensifiers.
Radioactive isotopes in the localization of tumours, London, September 1967.

/ 18 / C. KELLERSHOHN, P. de VERNEJOUL, A. DESGREZ, J. LEQUAIS, G. ROUX et A. LANSIART
Caméra gamma à amplificateurs d'image : Application en médecine nucléaire (SM 108/137).
Medical Radioisotope Scintigraphy, Salzburg 1968, IAEA, Vienne 1969.

/ 19 / J.C. GAUCHER, G. ROUX
Générateur d'impulsions haute tension à durée reconductible.
Note C.E.A. N-1516, Février 1972.

/ 20 / M.M. TER-POGOSSIAN
The evaluation of an Image Intensifier Isotope Camera.
Radioactive Isotopes in the localization of tumours, London, September 1967.

/ 21 / M.M. TER-POGOSSIAN
The Magnacamera, an Image Intensifier Radioisotope Camera.
Medical Radioisotope Scintigraphy, Salzburg 1968, IAEA, Vienne 1969.

/ 22 / J.W. SCRIMGER and R.G. BAKER
Investigation of light distribution from scintillations in a gamma camera crystal.
Phys. Medic. Biol., 1967, vol. 12, n° 1, 101-103.

/ 23 / N.F. MOODY, M. JOY and W. PAUL
An Image Intensifier Gamma ray Camera, and its variants.
Paper n° : IAEA/SM-164/13.

/ 24 / C.F.T.H. Division Tubes Electroniques.
Note TEI - 011-69, Janvier 1969.

/ 25 / C. ANDRE, M. BLAMOUTIER, L. GUYOT
Participation à l'étude des couches poreuses multiplicatrices d'électrons par émission secondaire.
Rapport final d'étude, TEI-065-67, Janvier 1967.

/ 26 / H.O. ANGER
Scintillation Camera with multichannel Collimators.
Rapport UCRL 11-387.

/ 27 / E.L. KELLER and J.W. COLTMAN
Journal of Nuclear Medicine, vol. 9, n° 10, October 1968.

/ 28 / F.J. BONTE, K.D. GRAHAM, J.E. DOWDEY
Image Aberration produced by Multichannel Collimators for a scintillation Camera.
Radiology, vol. 98, n° 2, February 1971.

/ 29 / E.I. LARSSON and K. LIDEN
Resolution Components and Differential linearity of a Gammacamera.
Medical Radioisotope Scintigraphy, Salzburg 1968 (IAEA).

/ 30 / L.F. GUYOT
Image Intensifier tube for Gamma-Camera.
XII Congress International of Radiology, Tokyo, October 6-11, 1969.

/ 31 / P. GRIVET, A. BLAQUIERE
Le bruit de fond.
Cours d'Electronique, Edit. MASSON et Cie.

/ 32 / C.A. BURNHAM, S. ARONOW and G.L. BROWNELL
New Instrumentation for Positron Scanning.
Radioactive isotopes in the Localization of Tumours, London, Sept. 1967.

Manuscrit reçu le 22 novembre 1974